

**Klinische Bewertung von Komposit- und Amalgamfüllungen der
Klasse II**

- Zweijahresstudie -

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena

von

Dipl.-Stom. Kerstin Bergmann, geb. Wahrenberg

geboren am 13.08.1960 in Weimar

Verzeichnis der Abkürzungen

ADA	American Dental Association
A/InT	AdheSE mit InTen-S
Adh	Adhäsiv-Programm der Astralis 10
Am	Amalcap Plus
BfArM	Bundesinstitut für Arzneimittel und Medizinprodukte
Bis-EMA	Bisphenol-Diethylmethacrylat
Bis-GMA	Bisphenol-Glycidylmethacrylat
DGZ	Deutsche Gesellschaft für Zahnerhaltung
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
EFCD	European Federation of Conservative Dentistry
E/InT	Excite mit InTen-S
HEMA	Hydroxyethylmethacrylat
HIP	High-Power-Programm der Astralis 10
Hyb	Hybrisun
PUL	PULS-Programm der Astralis 10
SE	Self-etching
TE	Total-etching
TEGDMA	Triethylenglykol-Dimethacrylat
USPHS	United States Public Health Service

Inhaltsverzeichnis

	Zusammenfassung	4
1	Einleitung	6
2	Ziele der Arbeit	16
3	Material und Methoden	18
3.1	Material	18
3.1.1	InTen-S	18
3.1.2	Excite	19
3.1.3	AdheSE	19
3.1.4	Hybrisun	20
3.1.5	Amalcap Plus	21
3.1.6	Geräte und Hilfsmittel	22
3.2	Verteilung der Füllungen	23
3.3	Klinische Verarbeitung	24
3.3.1	Allgemeines zur Verarbeitung der Komposite	24
3.3.2	InTen-S	24
3.3.2.1	Bonding mit Excite	24
3.3.2.2	Bonding mit AdheSE	25
3.3.2.3	Füllung mit InTen-S	25
3.3.3	Hybrisun	26
3.3.3.1	Bonding mit C-Prime S	26
3.3.3.2	Füllung mit Hybrisun	26
3.3.4	Amalcap Plus	27
3.4	Abdrucknahme	27
3.5	Untersuchungskriterien	27
3.6	Statistische Auswertung	29
3.7	Fotografische Darstellung der Methodik	30
4	Ergebnisse	31
4.1	Oberflächenqualität	32
4.2	Anatomische Form	35
4.3	Farbverhalten	37
4.4	Abrasion	37
4.5	Randschluss	39
4.6	Stufenbildung	41
4.7	Verfärbung des Füllungsrandes	43
4.8	Klinische Akzeptanz	45
4.9	Fotografische Dokumentation	48
5	Diskussion	54
5.1	Diskussion der Methoden	54

5.2	Diskussion der Ergebnisse	63
5.2.1	Allgemeines	63
5.2.2	Oberflächenqualität	67
5.2.3	Anatomische Form	68
5.2.4	Farbverhalten	70
5.2.5	Abrasion	70
5.2.6	Randschluss und Stufenbildung	71
5.2.7	Verfärbung des Füllungsrandes	77
5.2.8	Klinische Akzeptanz	78
6	Schlussfolgerungen	80
	Literaturverzeichnis	82
	Anhang	
	Danksagung	
	Lebenslauf	
	Ehrenwörtliche Erklärung	

Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurden die Komposite InTen-S (Ivoclar Vivadent) und Hybrisun (Megadenta) im Vergleich zu dem gamma-2-freien Amalgam Amalcap Plus (Ivoclar Vivadent) in einer klinisch kontrollierten Zwei-Jahres-Studie in Klasse-II-Kavitäten unter den Bedingungen einer Zahnarztpraxis getestet.

Bei 82 Patienten wurden insgesamt 233 Füllungen in bleibende Molaren und Prämolaren gelegt, davon 62 aus InTen-S mit dem Adhäsiv Excite (Ivoclar Vivadent), 55 aus InTen-S mit dem Adhäsiv AdheSE (Ivoclar Vivadent), 57 aus Hybrisun mit Totalätztechnik und dem zugehörigen Einfflaschen-Adhäsiv C-Prime S (Megadenta) sowie 59 Restaurationen aus Amalcap Plus. Die z. T. approximal von Dentin bzw. Zement begrenzten Kompositfüllungen wurden unter Kofferdam gelegt. Sie wiesen durchschnittlich eine Breite einer halben Interkuspidaldistanz auf.

Es sollte die Frage geklärt werden, ob das Konzept der schnellen Polymerisation mit hoher Intensität bei dem besonders schrumpfungsaarmen Hybridkomposit InTen-S zu guten klinischen Ergebnissen führt. Dabei wurden das mit Totalätztechnik zu verarbeitende Einfflaschen-Adhäsiv Excite mit dem selbstätzenden Zweiflaschen-Bonding AdheSE verglichen. Besonders tiefe Kavitäten erhielten eine Unterfüllung aus einem Kalziumhydroxidpräparat (Life, Kerr, oder Calxyl, OCO) und Glasionomierzement (Ketac Bond, 3M Espe).

Die Restaurationen wurden nach dem sowohl für Amalgam (Kosa et al., 1991; Hoyer et al., 1992) als auch für Komposite (Hoyer et al., 1993; Langer, 1996; Montag et al., 1998; Gängler und Kamann, 1999; Gängler et al., 2001) bewährten CPM- (Clinical, Photographic, Micromorphological) Index bewertet, wobei hier nur die klinischen und für ausgewählte Füllungen die fotografischen Kriterien zur Anwendung kamen. Die Nachkontrollen erfolgten nach einem halben, einem und zwei Jahren.

Nach zwei Jahren konnten noch 223 Restaurationen nachuntersucht werden, wobei sich alle Materialien als klinisch erfolgreich erwiesen. Es kam zu zwei Verlusten von frakturierten Amalgamfüllungen innerhalb des ersten Jahres. Eine Füllung aus InTen-S mit Excite musste nach sieben Monaten wegen anhaltender Hypersensibilität erneuert werden.

Zur Abschlussuntersuchung zeigten sich 46 (75,4%) der E/InT-, 39 (73,6%) der A/InT-, 51 (91,1%) der Hybrisun- und 15 (28,3%) der Amalgamrestaurationen klinisch

perfekt oder akzeptabel. Weiterhin waren 13 (21,3%) E/InT-, 13 (24,5%) A/InT-, 5 (8,9%) Hybrisun- sowie 38 (71,7%) Amalgamfüllungen nach Korrektur akzeptabel. Zwei (3,3%) Restaurationen aus E/InT und eine (1,9%) aus A/InT erwiesen sich als erneuerungsbedürftig.

Die Komposite schnitten damit signifikant besser ab als Amalcap Plus, das vor allem wegen seiner Randqualität abgewertet wurde. Unterschiede wurden besonders bei der marginalen Qualität in den Fissuren deutlich, die nach zwei Jahren bei E/InT signifikant besser war als bei A/InT. Die Ursache wird in einem besseren Schmelz-Randschluss nach Phosphorsäure-Ätzung gegenüber dem selbstätzenden Adhäsiv vermutet.

Beim Kriterium „Oberflächenqualität“ schnitt das Mikrohybrid Hybrisun mit seiner engen Füllkörperverteilung unter $1,5\text{ }\mu\text{m}$ signifikant am besten ab. InTen-S zeigte aufgrund seiner größeren Füllstoffe größtenteils eine feinkörnige Oberfläche.

Die Polymerisation von InTen-S mit dem HIP-Programm (10 s mit 1200 mW/cm^2 pro 2-mm-Schicht) der Lampe Astralis 10 (Ivoclar Vivadent) ließ innerhalb des Untersuchungszeitraumes klinisch keine Nachteile erkennen, zur endgültigen Beurteilung dieses Konzepts ist jedoch eine längere Beobachtungszeit erforderlich. Eine für die Praxis wesentliche Zeitersparnis konnte durch die schnellere Härtung nicht realisiert werden, da wegen der sehr festen Konsistenz von InTen-S die Randadaptation sowie die Ausarbeitung und Politur aufwändiger war.

Die Studie zeigte, dass moderne Hybridkomposite im okklusionstragenden Seitenzahnbereich innerhalb von zwei Jahren auch bei größeren Restaurationen nach klinischer Beurteilung gleich gut bzw. besser abschneiden als das langjährig bewährte Amalgam. Die abschließende Bewertung von dentinbegrenzten Füllungen bleibt längerfristigen Untersuchungen vorbehalten.

Voraussetzung für den klinischen Erfolg ist in jedem Fall eine korrekte Verarbeitung unter absoluter Trockenlegung, was einen erhöhten Zeit- und Arbeitsaufwand erfordert, sowie eine regelmäßige Kontrolle und Nachpolitur. Die Sicherheit klinisch erprobter Materialien und Techniken sollte Vorrang vor einer Einsparung von wenigen Minuten Behandlungszeit haben.

1 Einleitung

Die Forschung auf dem Gebiet der dentalen Füllungsmaterialien zielte in den letzten Jahrzehnten auf die Entwicklung eines zahnfarbenen Materials für den Seitenzahnbereich mit ähnlicher Haltbarkeit wie das seit über 150 Jahren gebräuchliche Amalgam sowie einfacher Verarbeitung.

Silber-Zinn-Amalgam war bis in die 80er Jahre des 20. Jahrhunderts das meistverwendete plastische Füllungsmaterial für die Kavitätenklassen I, II und V nach Black, während für Frontzahnfüllungen vorwiegend Zemente (z. B. Silikatzement) und seit den 70er Jahren bereits Komposite eingesetzt wurden.

Amalgame sind relativ einfach und schnell zu verarbeiten und bieten aufgrund der langjährigen Erfahrung eine hohe klinische Sicherheit bei der Defektversorgung. Qualitativ hochwertige Amalgame zeigen keine signifikante Dimensionsänderung und wirken durch die Freisetzung von Metallionen bakterizid, so dass das Risiko einer Sekundärkaries gering ist (Lendenmann, 2001). Bei den heute gebräuchlichen hochkupferhaltigen gamma-2-freien Amalgamen spielt die Korrosion im Gegensatz zu den früheren gamma-2-haltigen Materialien eine geringere Rolle (Kamann, 2003). Da Amalgame nur makromechanisch haften, ist zu ihrer Verankerung eine Präparation nach den Black'schen Regeln mit einem relativ großen Verlust gesunder Zahnhartsubstanz erforderlich.

Die besonders in den 90er Jahren des vergangenen Jahrhunderts zum Teil sehr emotional vorgebrachte Ablehnung des Amalgams wegen angeblicher Gesundheitsschäden aufgrund seines Quecksilbergehalts konnte bis jetzt nicht wissenschaftlich verifiziert werden (WHO, 1997; Life Sciences Research Office, 2004). In einigen Ländern wurden aufgrund der Umweltbelastung bzw. zum vorbeugenden Gesundheitsschutz Einschränkungen bei der Anwendung von Amalgam empfohlen, so z. B. in Deutschland bei der Behandlung von Kindern, Schwangeren, Patienten mit schweren Nierenfunktionsstörungen, nachgewiesener Allergie sowie als Material für retrograde Wurzelfüllungen und Stumpfaufbauten (BfArM, 2003). Für Seitenzahnrestorationen der Klassen I und II ist es nach wie vor ein bewährtes Material (Kamann, 2003), das einer Untersuchung von Burke (2004) zufolge noch in vielen Ländern eingesetzt wird. Seine Verwendung ist aber allgemein rückläufig, vor allem wegen des Wunsches vieler Patienten nach einem „unsichtbaren“ Füllmaterial.

Im Gegensatz zu Amalgam sind **Komposite** adhäsiv zu verarbeiten, daher ist eine streng defektorientierte und substanzschonende Präparation möglich. Sie sind aber durch eine Polymerisationsschrumpfung gekennzeichnet und müssen deshalb in einer aufwändigen Schichttechnik unter absoluter Trockenlegung appliziert werden, was mit einem hohen Zeit- und Kostenaufwand verbunden ist (Lendenmann, 2001).

In den letzten 20 Jahren schritt die Entwicklung der Dentalkomposite rasant voran. Diese Füllmaterialien bestehen aus silanisierten anorganischen Füllstoffen, die in eine organische Matrix eingebettet sind (Ernst und Willershausen, 2003). Zusätzlich enthalten sie noch Katalysatoren, Stabilisatoren und Farbpigmente. Auf der Grundlage des von Bowen 1962 entwickelten Monomers Bis-GMA, das mit gemahlenen Quarzfüllern versetzt wurde, entstanden die ersten chemisch härtenden Komposite. Im Jahr 1970 wurde erstmals über ein mit UV-Licht härtendes und Ende der 70er Jahre über ein mit Hilfe von Blaulicht polymerisiertes Material berichtet (Lendenmann, 2004).

Die frühen Komposite bestanden aus **Makrofüllkörpern** mit einem mittleren Durchmesser von 5-10 µm. Sie wiesen eine starke Abrasion und schlechte Polierbarkeit auf, da die relativ großen Glaspartikel leicht aus der weichen Matrix herausgerissen wurden (Ernst und Willershausen, 2003).

Um diesem Problem zu begegnen verkleinerte man die Füllkörper. Mit der Technik der Flammenpyrolyse erreichte man Partikelgrößen von 0,01-0,1µm. Die daraus synthetisierten **Mikrofüller**-Komposite zeigen eine sehr gute Polierbarkeit, geringe Abrasion und hohe Elastizität, die sie besonders für Frontzahn- und Zahnhalsfüllungen geeignet machen (Ernst und Willershausen, 2003). Da der Füllstoffgehalt wegen der zunehmenden Viskosität des Materials nicht beliebig erhöht werden konnte, neigen die Mikrofüller-Komposite aufgrund ihres relativ hohen Anteils an Kunststoffmatrix aber zu einer höheren Polymerisationsschrumpfung (Ernst und Willershausen, 2003; Lendenmann, 2004). Außerdem haben sie ungünstige physikalische Eigenschaften wie eine geringe Biegefestigkeit und einen niedrigen Elastizitätsmodul und sind daher für okklusionstragende Seitenzahnfüllungen nicht geeignet. Deshalb wurden fein gemahlene bereits vorpolymerisierte Kompositbestandteile, so genannte Präpolymerisate, als Füllstoffe zugegeben, die bei der endgültigen Härtung gleichmäßig ins Material integriert werden. Aufgrund des damit erreichten höheren Fülleranteils weisen diese

inhomogenen Mikrofüller-Komposite eine geringere Polymerisationsschrumpfung auf. (Ernst und Willershausen, 2003; Lendenmann, 2004).

Bei der seit Ende der 1980er Jahre auf dem Markt befindlichen großen Gruppe der **Hybridkomposite** werden die Vorteile der beiden genannten Materialgruppen vereint, indem Füllkörper verschiedener Größe in einem Material eingesetzt werden. Sie sind daher für Front- und Seitenzahnrestaurationen geeignet. Die mittleren Partikeldurchmesser betragen bei den klassischen Hybridkompositen noch bis zu 10 μm , was sich in einer relativ rauen Oberfläche äußert. Die so genannten Submikrometer- (Ernst und Willershausen, 2003) bzw. Mikrohybridkomposite (Neumann, 2005) mit durchschnittlichen Korngrößen von unter 1 μm zeigen jedoch die Hochglanzpolierbarkeit und geringe Abrasion der Mikrofüller- sowie die hohe Festigkeit und Biegefähigkeit der Makrofüller-Komposite (Neumann, 1995, 2005). Ein Vertreter dieser Stoffklasse ist Hybrisun (Megadenta, Radeberg), das auch unter dem Namen C-Fill MH auf dem Markt ist.

Um eine bessere Standfestigkeit und eine dem Amalgam ähnliche Verarbeitbarkeit im Seitenzahnbereich zu erzielen, wurden 1997 die **stopfbaren Komposite** auf den Markt gebracht. Aufgrund der verschiedenartigen Ansätze zur Veränderung der Füllkörper bzw. der Matrix handelt es sich hier um eine Materialgruppe mit unterschiedlichen mechanischen Eigenschaften (Manhart et al., 2000a). Biegefestigkeit und Polymerisationsschrumpfung sind meist nicht besser, sondern teilweise sogar schlechter als bei den konventionellen Hybridkompositen (Frankenberger et al., 1999a; Ernst und Willershausen, 2003).

In eine andere Richtung geht die Entwicklung der fließfähigen Komposite (**Flowables**) mit einem geringeren Füllstoffgehalt, was zu einem niedrigeren Elastizitätsmodul und einer höheren Schrumpfung führt. Diese speziellen Hybridmaterialien sind nur für die erweiterte Fissurenversiegelung, Zahnhals- und Minikavitäten sowie als Liner unter Seitenzahnkompositen geeignet (Frankenberger et al., 1999a).

Die **Nanofüllerkomposite** nehmen eine Sonderstellung zwischen Mikrofüller- und Hybridkompositen ein. Durch spezielle Technologien ist es gelungen, freie Füllkörper im Nanometerbereich sowie sog. Nanocluster von 0,6–1,4 μm in die Matrix einzubetten und dadurch einen sehr hohen Füllergehalt zu erreichen, wodurch sich

eine hervorragende Polierbarkeit, günstige physikalische Parameter und eine geringe Schrumpfung ergeben (Ernst et al., 2003; Ernst und Willershausen, 2003).

Während bei der Entwicklung der bisher genannten Materialien eine Modifizierung der Füllstoffe im Vordergrund stand, wird seit Mitte der 90er Jahre außerdem der Weg verfolgt, die Matrix zu verändern (Hickel, 1997). Es resultierten u.a. Stoffklassen wie die inzwischen klinisch bewährten Kompomere mit säuremodifizierten Monomeren und dieOrmocere mit einer Mischung organischer und anorganischer Matrixbestandteile (Ernst und Willershausen, 2003). Über letztere gehen nach anfänglicher Euphorie die Meinungen in der Literatur weit auseinander (Haller und Schuster, 2000; Hannig und Bott, 2000; Manhart et al., 2004).

Bei allen Verbesserungen der physikalischen Eigenschaften der Komposite besteht nach wie vor das Problem der **Schrumpfung** aufgrund der radikalischen Polymerisation der Dimethacrylate mit ihren negativen Folgen wie Randverfärbung und -frakturen, Spaltbildung und Sekundärkaries. Sie beträgt bei konventionellen Hybridkompositen durchschnittlich 2 – 3Vol.% (Klaiber, 1998), moderne schrumpfsarme Komposite erreichen bessere Werte. Diese werden auf verschiedenen Wegen erreicht: zum einen durch Verzicht auf kurzkettige Monomermoleküle, die eine höhere Schrumpfung verursachen, und zum anderen durch die Erhöhung des Füllkörpervolumens mit Hilfe von organischen Vorpolymerisaten oder Nanofüllkörpern (Ernst und Willershausen, 2003). Für das schrumpfsreduzierte Material InTen-S (Ivoclar Vivadent), das bei einem Gesamtfüllergehalt von 82 Gew.% spezielle Vorpolymerisate sowie weniger kurzkettige Monomere in der Matrix enthält (Ernst und Willershausen, 2003; Ernst et al., 2004b), werden 1,6 – 1,9 Vol.% Schrumpfung angegeben (Lendenmann, 2004; Soltesz und Koplin, 2004).

Eine weitere Reduktion der Polymerisationsschrumpfung könnte sich möglicherweise mit neuen Monomersystemen ergeben, bei denen die radikalische Polymerisation durch eine Ringöffnung ersetzt wird. Derartige in der Erforschung befindliche Substanzen wie Oxirane und Silorane sind aber z.T. toxikologisch bedenklich bzw. von der Praxisreife noch entfernt (Ernst und Willershausen, 2003, Ernst et al., 2004b; Weinmann et al., 2005).

Entscheidend für den Randschluss ist allerdings nicht die Schrumpfung allein (Soltesz und Koplin, 2004), sondern der durch sie verursachte

Schrumpfungsstress, also die Kraft, mit der der adhäsive Verbund zum Zahn belastet wird (Lendenmann, 2001). Dieser ist außerdem abhängig von den Eigenschaften des Füllungsmaterials, wie z.B. Elastizitätsmodul, Füllergehalt, Art der Monomere, sowie der Kavitätenkonfiguration, dem Polymerisationsmodus und weiteren, z.T. noch ungeklärten Faktoren (Ernst et al., 2004b; Ferracane, 2005). Zur Verminderung des Stresses entwickelte man das Konzept der Softstart-Polymerisation, bei der mit einer niedrigen Lichtintensität beginnend diese allmählich bis zur maximalen Leistung gesteigert wird (Hickel, 1997; Klaiber, 1998). Das Material kann dadurch in der so genannten Prä-Gel-Phase vor der endgültigen Erhärtung in die bereits von der Kontraktion betroffenen Abschnitte nachfließen. In vitro wurde nachgewiesen, dass eine langsamere Härtung mit dieser Technik zu einem verminderten Schrumpfungsstress und besseren Randverhältnissen führt (Ferracane, 2005).

Um die Schrumpfung zu kompensieren und eine sichere Haftung der Komposite an der Zahnhartsubstanz zu gewährleisten, ist eine klebende Verankerung mittels eines **Adhäsivs** erforderlich. Diese Bondingschicht soll der Versiegelung des Dentins zum Schutz vor Bakterien und postoperativer Hypersensibilität sowie als Bindeglied zum Komposit und elastische Pufferzone für die Schrumpfungskräfte dienen (Ernst, 2001; Rathke, 2002).

Die Adhäsion am **Schmelz**, wie 1955 von Buonocore beschrieben, ist relativ einfach. Die Ätzung mit Säuren, heute vorwiegend 30-40%ige Phosphorsäure, erzeugt aufgrund der unterschiedlichen Löslichkeit der Hydroxylapatitkristalle je nach ihrer Anordnung im Schmelzprisma ein retentives Ätzmuster. Die so vergrößerte raue Oberfläche bietet nach Trocknung eine gute Benetzbarkeit für hydrophobe niedrigvisköse Monomere, die nach ihrer Polymerisation die mikromechanische Haftung sichern (Klaiber, 1998; Frankenberger, 2002a; Haller und Blunck, 2003).

Während mit selektiver Ätzung in rein schmelzbegrenzten Kavitäten auch im Seitenzahngebiet bereits gute Ergebnisse erzielt wurden (Klaiber, 1998; Gängler et al., 2001), gestaltete sich die Adhäsion im dentinbegrenzten Randbereich erheblich schwieriger.

Dentin ist gekennzeichnet durch einen hohen Anteil organischer Substanzen, eine tubuläre Struktur sowie eine feuchte Oberfläche aufgrund des aus den Dentinkanälchen austretenden Dentinliquors und ist bedeckt von einer bei jeder mechanischen Bearbeitung entstehenden Schmierschicht aus Hydroxylapatit und

Kollagentrümmern (Erickson, 1994; Haller und Blunck, 2003). Es ist also nicht möglich, hydrophobe Monomere direkt an das hydrophile Dentin anzubinden. Dies wurde erst durch die Entwicklung amphiphiler Primer erreicht, die sowohl hydrophile als auch hydrophobe Gruppen im Molekül besitzen. Die hydrophilen Gruppen sind in der Lage, an die Dentinoberfläche zu binden, während die hydrophoben gleichzeitig die Kopplung zum Adhäsiv herstellen (Ernst, 2001).

Früher wurde das Dentin grundsätzlich mit einer Unterfüllung abgedeckt und seine Ätzung galt als Kunstfehler, heute ist die Behandlung mit Säure und anschließende Dentinversiegelung jedoch eine anerkannte Methode (Ernst, 2001; Rathke, 2002).

Im Laufe der Entwicklung der Adhäsivsysteme werden verschiedene Generationen differenziert, obwohl diese Art der Einteilung in der Literatur nicht unumstritten ist. Die erste und zweite Generation erlangten noch keine praktische Bedeutung.

Ab der **dritten Generation** wird in Dentinkonditionierung, Priming und Bonding unterschieden. Bei diesen Mehrschritt-Adhäsiven erfolgt während der Konditionierung die Auflösung der Schmierschicht mit Hilfe von schwachen Säuren und gleichzeitig durch Demineralisation der oberflächlichen Dentinschicht die Freilegung des kollagenen Netzwerks. In dessen Spalten können hydrophile Primer, wie z.B. HEMA, eindringen, die gemeinsam mit einem danach aufgetragenen hydrophoben Adhäsiv nach der Polymerisation eine Hybridschicht bilden (Erickson, 1994; Ernst, 2001; Frankenberger, 2002a). Diese Schicht aus demineralisiertem Dentin und polymerisiertem Kunststoff gewährleistet die mikromechanische Haftung des nachfolgenden Komposits an der Zahnhartsubstanz. Die Kunststoffzapfen (Tags) in den Dentintubuli spielen dabei eine eher untergeordnete Rolle (Ernst, 2001). Sie sind aber bedeutsam für die Versiegelung der Dentinkanälchen und damit als Schutz vor postoperativen Schmerzen (Rathke, 2002). Eine angenommene chemische Haftung ist von vergleichsweise geringer Bedeutung (Erickson, 1994; Rathke, 2002).

Bei den Adhäsiven der dritten Generation erfolgt die Schmelzätzung separat. Da das technisch schwer durchführbar ist, werden Schmelz und Dentin bei der **vierten Generation** im Sinne der Totalätztechnik gemeinsam geätzt und die Säure sowie die gelösten anorganischen Substanzen danach mit Wasser abgespült. Während früher für die Dentinätzung auch schwächere Säuren wie Maleinsäure verwendet wurden, ist heute 30 – 40%ige Phosphorsäure für 15, maximal 20 Sekunden üblich (Rathke,

2002; Haller und Blunck, 2003). Eine längere Ätzung führt zu einer schlechteren Haftung, da das Dentin bis zu einer Tiefe demineralisiert wird, in die der Primer nur schwer eindringen kann (Rathke, 2002). Für die Schmelzkonditionierung ist diese Ätzzeit nach neueren Untersuchungen ausreichend (Frankenberger et al., 2004).

Ein weiteres Problem besteht in der möglichen zu starken Trocknung des Dentins nach dem Ätzen und Spülen, was zum Kollabieren des kollagenen Netzwerks führt. Dadurch können die Monomere des Primers das demineralisierte Dentin nur unzureichend infiltrieren, was sich ebenfalls in einer mangelhaft ausgebildeten Hybridschicht und schlechterer Adhäsion äußert (Haller und Blunck, 2003; Frankenberger, 2002a). Jedoch kann auch zu nasses Dentin zu Fehlern führen, da der Primer dann zu stark verdünnt wird. Die Folge sind postoperative Hypersensibilitäten und eventuelles Versagen des adhäsiven Verbunds (Rathke, 2002).

Bei sorgfältiger Verarbeitung gelten die Mehrflaschen-Adhäsive heute als Gold-Standard, da für sie gute Langzeitergebnisse beschrieben wurden (Ernst, 2001; Frankenberger, 2002a; Rathke, 2002).

Um die Verarbeitung zu vereinfachen und zu beschleunigen, wurden bei der **fünften Generation** Primer und Adhäsiv in einer Komponente zusammengefasst. Dies stellt jedoch einen werkstoffkundlichen Kompromiss dar, wie geringfügig schlechtere Haftfestigkeiten und Randverhältnisse gegenüber den Mehrflaschenadhäsiven der dritten und vierten Generation bei In-vitro-Untersuchungen zeigten, was aber nicht zwangsweise klinisch zu Qualitätseinbußen führen muss. (Ernst, 2001; Frankenberger, 2002a; Haller und Blunck, 2003). Vertreter dieser Ein-Flaschen-Adhäsive sind z.B. Excite (Ivoclar Vivadent) und C-Prime S (Megadenta). Die hohe Techniksensitivität bei der Anwendung aufgrund der oben genannten Fehlermöglichkeiten besteht allerdings weiterhin.

Daher entwickelte man die selbstätzenden Adhäsive der **sechsten Generation**. Hierbei ist keine vorherige Ätzung erforderlich, sondern saure Primer lösen die Schmierschicht auf und demineralisieren Schmelz und Dentin. Gleichzeitig infiltrieren die im Primer enthaltenen Monomere das freigelegte Kollagen Netzwerk. Die Eindringtiefe der Monomere entspricht also der Tiefe der Demineralisation, das Abspülen und Trocknen entfällt. Anfängliche Probleme mit der Instabilität der

Monomere im sauren Milieu wurden inzwischen gelöst. Das Präparat AdheSE (Ivoclar Vivadent) enthält hydrolysestabile Monomere, so dass im Gegensatz zu früheren Produkten der Primer in einem Fläschchen vorgehalten werden kann (Lendenmann, 2002). Nachfolgend wird das Adhäsiv appliziert und gemeinsam mit dem Primer polymerisiert. Bei anderen selbstätzenden (SE-) Bondings werden beide Flüssigkeiten vor Gebrauch miteinander vermischt und dann aufgetragen.

Die techniksensitiven Fehlermöglichkeiten der Totalätztechnik (TE) werden dadurch vermieden, und der Zeitaufwand ist geringer (Haller und Blunck, 2003; Frankenberger et al., 2004). Nachteilig wirkt sich aus, dass die optische Kontrolle über die erfolgte Ätzung nicht mehr vorgenommen werden kann. Obwohl die Säure bei den SE-Bondings nicht abgespült wird, wird ihre Wirkung begrenzt durch die Verdunstung des Lösungsmittels Wasser, die Polymerisation des Adhäsivsystems und die Pufferkapazität des Hydroxylapatits (Haller und Blunck, 2003).

Bei den neuesten so genannten All-in-one-Adhäsiven wird nur eine bereits gebrauchsfertige Lösung appliziert, die das Ätzen, Primen und Bonden auf einmal übernimmt. Diese Präparate zeigen bisher eine weniger gute Haftung (Haller und Blunck, 2003; Frankenberger et al., 2004).

Aufgrund der Verfügbarkeit wirksamer Dentinkleber und ausreichend stabiler Komposite ist es heute möglich, auch größere Defekte direkt adhäsiv zu versorgen. Während Hickel und Klaiber noch 1992 Komposite nur für kleine okklusale und eingeschränkt für kleine schmelzbegrenzte proximale Füllungen empfohlen und für dentinbegrenzte Kavitäten ablehnten, wurde die Indikation in der **Stellungnahme von DGZMK und DGZ** von 1999 bereits auf mittelgroße schmelzbegrenzte Klasse-I- und Klasse-II-Läsionen ausgedehnt, der Ersatz von Höckern aber noch ausgeschlossen (Hickel et al., 1999). Neuerdings empfehlen DGZ, DGZMK und EFCD direkte Kompositrestaurationen auch zur Rekonstruktion größerer Defekte einschließlich Höckerersatz mit adhäsiver Verankerung an Schmelz und Dentin (Heidemann et al., 2003; Hickel et al., 2004, 2005). Dabei wird besonders auf Substanzschonung im Sinne der schadensgerechten Präparation mit geringem Verlust von Zahnhartsubstanz Wert gelegt. Limitierend sind noch die fehlende Möglichkeit der Trockenlegung und der Matrizenpositionierung, ausgeprägte Parafunktionen sowie eine eingeschränkte Mundhygiene (Hickel et al., 2005). Es wird aber auch betont, dass diese Restaurationen „mit einem wesentlich größeren

Zeit-, Geräte- und Materialaufwand verbunden sind als die 'konventionelle' Füllungstherapie" (Heidemann et al., 2003).

Die Untersuchung und Bewertung neuer Dentinadhäsive und Komposite erfolgt zunächst in **In-vitro-Tests**. Hier werden neben der biologischen Verträglichkeit u.a. die Scher- und Zugfestigkeit, neuerdings auch die Mikrozugfestigkeit, der Haftung an Schmelz und Dentin sowie die Randqualität mit Hilfe von Farbstoffpenetrationstests oder elektronenmikroskopischen Analysen beurteilt (Hickel, 1997; Frankenberger et al., 2004). Die Übertragbarkeit von In-vitro-Studien auf klinische Bedingungen ist jedoch aufgrund der Vielzahl der im Mund einwirkenden Faktoren eingeschränkt (Rathke, 2002). Daher sind **klinische Untersuchungen** von neuen Materialien von besonderer Bedeutung, wobei für aussagekräftige Ergebnisse mindestens zwei Jahre Beobachtungszeit zu fordern sind (Manhart et al., 2004). Das Problem dabei ist allerdings, dass bei der heutigen Schnelldrehigkeit des Marktes das untersuchte Material nach dieser Zeit möglicherweise gar nicht mehr erhältlich ist (Ernst et al., 2003; Frankenberger et al., 2004).

Klinische Studien können entweder als Querschnitts- oder als Longitudinalstudien ausgeführt werden. Bei der Querschnittsuntersuchung wird retrospektiv eine größere Anzahl von Füllungen kontrolliert, wobei häufig Alter der Restauration, Material, Behandler sowie Art der Verarbeitung nicht mehr eindeutig bestimmt werden können. Der Vorteil dieser Studien liegt in der großen Zahl der Untersuchungsobjekte und des relativ geringen Zeit- und Kostenaufwands. Das Ergebnis liefert eine gute Übersicht über die Situation in der täglichen Praxis (Manhart et al., 2004).

Prospektive Longitudinalstudien, die meist unter idealen klinischen Bedingungen mit ausgewähltem Patientengut durchgeführt werden, sind erheblich aufwändiger und teurer. Da hierbei die Ausgangsbedingungen bekannt und die Einflussfaktoren weitgehend abschätzbar sind, ist die Beurteilung eines bestimmten Materials besser möglich. Die Ergebnisse sind jedoch nur bedingt auf die tägliche Praxis übertragbar (Hickel, 1997).

In der Vergangenheit wurden verschiedene **Kriterien** entwickelt und erprobt, um klinische Untersuchungen zur Füllungsqualität verifizierbar und untereinander vergleichbar zu gestalten. Die USPHS-Kriterien wurden von Ryge (1980) weiterentwickelt. Er beschreibt eine Untersuchung, bei der mit Hilfe von Ja/Nein-

Entscheidungen eine qualitative Bewertung von Restaurationen vorgenommen werden kann. Anhand der Merkmale „Marginale Adaptation“, „Anatomische Form“, „Randkaries“, „Farbverhalten“ und „Randverfärbung“ werden die Füllungen in die Codes A (Alpha) bis D (Delta) eingeordnet, wobei A und B für klinisch akzeptabel, C und D für erneuerungsbedürftig, aus präventiven Gründen bzw. sofort, steht. In der weiteren Entwicklung wurde eine Vielzahl von Unterkriterien geschaffen, die allerdings praktisch kompliziert zu handhaben und schwer vergleichbar sind.

Die von der Erfurter Arbeitsgruppe um Hoyer und Gängler 1988 entwickelten **CPM-Kriterien** gehen einen Schritt weiter und ermöglichen eine semiquantitative Bewertung der Füllungsqualität. Es wurde zusätzlich zu den USPHS-Kriterien das Merkmal „Abrasion“ eingeführt und das Randverhalten weiter differenziert. Dabei wurden bis zu fünf Codes definiert, die für einige Kriterien auch eine gewisse quantitative Aussage ermöglichen. Dadurch werden unterschiedliche Studien besser miteinander vergleichbar. Als zusammenfassende Wertung für den Praktiker dient das Kriterium „Klinische Akzeptanz“ (Kosa et al., 1991).

Neben der klinischen Beurteilung (C) ist beim CPM-Index auch eine fotografische (P) und eine mikromorphologische (M) vorgesehen. Das System stellt einen sensitiven Bewertungsmaßstab für verschiedenartige Füllungsmaterialien dar, der einen direkten Vergleich zwischen der klinischen und mikroskopischen Beobachtung von Restaurationen ermöglicht (Gängler et al., 2001).

2 Ziele der Arbeit

Bei der vorliegenden Arbeit handelt es sich um eine klinisch kontrollierte Longitudinalstudie zur Untersuchung verschiedener plastischer Füllungsmaterialien, die unter den Bedingungen einer zahnärztlichen Allgemeinpraxis durchgeführt wurde. Es sollte die Frage geklärt werden, ob die Kompositmaterialien InTen-S (Ivoclar Vivadent) und Hybrisun (Megadenta) im okklusionstragenden Seitenzahnbereich über einen Zeitraum von zwei Jahren ein klinisch akzeptables Ergebnis zeigen. Dazu wurde als Vergleichsmaterial das langjährig bewährte gamma-2-freie Amalgam Amalcap Plus (Ivoclar Vivadent) herangezogen.

Da Kompositrestaurationen, um den Qualitätsanforderungen einer ordnungsgemäßen Füllungstherapie zu genügen, einen hohen Arbeits- und Zeitaufwand erfordern, wird von der Dentalforschung versucht, Materialien zu entwickeln, die diesen Aufwand bei gleich bleibender Qualität minimieren. Der Forderung vieler Praktiker nach amalgamähnlicher Stopfbarkeit und schneller Verarbeitung soll möglichst nahe gekommen werden. Um ein solches Material handelt es sich bei InTen-S. Es ist besonders schrumpfungssarm und kann nach Angaben des Herstellers mit der Hochleistungspolymerisationslampe Astralis 10 (Ivoclar Vivadent) in 10 Sekunden pro 2-mm-Schicht gehärtet werden, da es nur einen geringen Schrumpfstress entwickelt, wie in vitro gezeigt werden konnte (Lendenmann, 2001). Dadurch wird der adhäsive Verbund weniger belastet und die daraus resultierenden negativen Folgen wie Spaltbildung und Deformation der Zahnhartsubstanz reduziert.

Ob dieses Konzept in der Praxis erfolgreich und die angegebene Zeitersparnis realistisch ist, sollte in der vorliegenden Arbeit untersucht werden. In diesem Zusammenhang wurden zwei verschiedene für InTen-S empfohlene Bondingmaterialien des gleichen Herstellers getestet. Excite ist ein Einkomponenten-Adhäsiv für die Totalätztechnik, während es sich bei AdheSE um einen selbstkonditionierenden Zweiflaschen-Haftvermittler handelt.

Das Vergleichsmaterial Hybrisun ist ein typisches Mikrohybridkomposit, das mit dem zugehörigen Einkomponenten-Adhäsiv C-PrimeS unter Anwendung der Softstartpolymerisation, also etwas zeitaufwändiger, verarbeitet wurde. Es zeigte bereits in früheren Studien gute Ergebnisse (Kwiatkowski, 2000).

Zur Untersuchung wurden die klinischen Kriterien des CPM-Index in modifizierter Form angewandt und von einigen Füllungen eine fotografische Dokumentation angefertigt. Zusätzlich wurden Replikas erstellt, die in einer anderen Arbeit elektronenmikroskopisch ausgewertet werden.

3 Material und Methoden

3.1 Material

Es wurden die lighthärtenden Komposit-Materialien InTen-S (Ivoclar Vivadent, Schaan) und Hybrisun (Megadenta, Radeberg), sowie das Amalgam Amalcap Plus (Ivoclar Vivadent) verwendet. Das Material InTen-S wurde alternativ mit den Bondingmaterialien Excite (Ivoclar Vivadent) und AdheSE (Ivoclar Vivadent) verarbeitet.

3.1.1 InTen-S

Bei InTen-S handelt es sich um ein schrumpfungsarmes röntgenopakes Komposit für den Front- und Seitenzahnbereich, das einen deutlich geringeren Schrumpfstress entwickelt und nach Herstellerangaben bei einer Leistung von 1200 mW/cm² in nur 10 Sekunden pro 2-mm-Schicht polymerisiert werden kann.

<i>Zusammensetzung nach Herstellerangaben:</i>	<i>Gew.%</i>
Dimethacrylate (Bis-GMA, Urethandimethacrylat, ethoxyliertes Bis-GMA)	17,5
Füllstoffe	81,9
davon: Bariumglasfüller, silanisiert	38,9
Copolymer	40,0
Ytterbiumtrifluorid	3,0
Stabilisatoren und Katalysatoren	0,3
Additive	0,3
Pigmente	<0,1

Der Gesamtgehalt an anorganischen Füllern beträgt 74 Gew.% bzw. 51 Vol.%. Die Partikelgröße liegt zwischen 0,2 und 7,0 µm bei einem mittleren Wert von 1 µm.

Physikalische Eigenschaften:

Biegefestigkeit	130 N/mm ²
Biegemodul	10500 N/mm ²
Druckfestigkeit	263 N/mm ²
Wasseraufnahme	19,5 µg/mm ³
Wasserlöslichkeit	0,7 µg/mm ³
Röntgenopazität	320 % Al
Durchhärtungstiefe	> 2 mm
Vickershärte	600 N/mm ²
Dichte	2,06 g/cm ³
Polymerisationsschrumpfung	1,9 Vol. %

3.1.2 Excite

Excite ist ein gefülltes Einkomponenten-Adhäsiv für Schmelz und Dentin in Kombination mit der Totalätztechnik. Es enthält ein hydrolysestabiles Haftmonomer auf der Basis von Phosphonsäure und nur 25% des Lösungsmittels Ethanol. Ein antibakterieller Effekt wurde nachgewiesen (Appert, 1999).

<i>Zusammensetzung nach Herstellerangaben:</i>	Gew. %
Phosphonsäureacrylat, Hydroxyethylmethacrylat, Bis-GMA, Dimethacrylat	73,6
Hochdisperses Siliciumdioxid	0,5
Ethanol	25,0
Katalysatoren und Stabilisatoren	0,9

3.1.3 AdheSE

AdheSE ist ein selbstätzendes, lichthärtendes Zweikomponenten-Adhäsivsystem für direkte lichthärtende Kompositrestaurationen. Es besteht aus einer Primer- und einer Bondingkomponente, die nacheinander aufgetragen werden. Auf eine antibakterielle Wirksamkeit weisen Kneist und Glockmann (2005) hin.

Zusammensetzung nach Herstellerangaben:

Primer: Phosphonsäureacrylat
Bis-Acrylsäureamid
Wasser
Initiatoren und Stabilisatoren

Bonding: Dimethacrylate
Hydroxyethylmethacrylat
Hochdisperses Siliciumdioxid
Initiatoren und Stabilisatoren

3.1.4 Hybrisun

Hybrisun ist ein Universal-Mikrohybridkomposit, dessen organische Matrix aus Bis-GMA, Bis-EMA und TEGDMA besteht. Als Füllstoffe sind Siliciumdioxid und gemahlene röntgensichtbare Gläser (Barium-Aluminium-Bor-Silikatglas) enthalten.

<i>Zusammensetzung nach Herstellerangaben:</i>	Gew. %
Bis-GMA	6,3
Bis-EMA	6,3
TEGDMA	9,8
Bariumaluminiumborsilikat, silanisiert (BaO 30%, Al ₂ O ₃ 10%, B ₂ O ₃ 10%, SiO ₂ 50%)	74,0
Siliciumdioxid-trimethoxysilan	3,4

Physikalische Eigenschaften:

Druckfestigkeit, diametrale	>	45 N/mm ²
Biegefestigkeit	>	130 N/mm ²
Biegemodul	>	11000 N/mm ²
Vickershärte		
Oberseite	>	800 N/mm ²

Unterseite	>	650 N/mm ²
Anorganischer Füllstoffanteil	>	74,5 Gew%
Wasseraufnahme		14,4 µg/mm ³
Wasserlöslichkeit		0,7 µg/mm ³
Schrumpfung		1,7 %lin
Mittlere Teilchengröße		0,7 µm

Als Haftvermittler wurde das zugehörige Einflaschenadhäsiv *C-Prime S* kombiniert mit der Totalätztechnik verwendet.

Zusammensetzung nach Herstellerangaben:

HEMA	30,0%
modifizierte Polyacrylsäurederivate	29,5%
Wasser	40,0%
Initiatoren und Stabilisatoren	

3.1.5 Amalcap Plus

Amalcap Plus ist ein sphärisches gamma-2-freies Silberamalgam, das normal- und schnellhärtend in selbstaktivierenden Kapseln angeboten wird. Hier wurde die normalhärtende Variante verwendet.

<i>Zusammensetzung nach Herstellerangaben:</i>	Gew.%
Pulver: Silber, elementar	70,1
Zinn, elementar	18,0
Kupfer, elementar	11,9
Flüssigkeit: Quecksilber	
Verhältnis Pulver : Quecksilber:	1 : 0,97

Physikalische Eigenschaften:

Druckfestigkeit	nach 1 Stunde	190 N/mm ²
	nach 24 Stunden	510 N/mm ²
	nach 7 Tagen	530 N/mm ²
Creep		0,1%
Dimensionsänderung		+ 0,03%

3.1.6 Geräte und Hilfsmittel

Zur Lichtpolymerisation wurde die Halogenlampe Astralis 10 (Ivoclar Vivadent) verwendet. Dieses Gerät verfügt über vier verschiedene Programme:

- ein Adhäsiv-Programm (Adh) mit reduzierter Intensität (ca. 650 mW/cm²) und Temperaturentwicklung für die Polymerisation von Adhäsiven im pulpennahen Bereich,
- ein High-Power-Programm (HIP) mit 1200 mW/cm², speziell zur Polymerisation von InTen-S in 10 s pro 2-mm-Schicht,
- ein PULS-Programm (PUL) zur Soft-Start-Polymerisation aller marktüblichen Komposite (10 s von 150 auf 650 mW/cm² ansteigend, dann 10 s pulsierend zwischen 650 und 1200 mW/cm²), sowie
- ein Esthetic Cementation Programm (ECS) mit 30 s bei 1200 mW/cm² für indirekte Restaurationen.

Als Matrizen dienten Ivory- und Tofflemire-Metallmatrizen, die mit Holz- oder Kunststoffkeilen abgedichtet wurden.

Das Amalgam wurde mit dem Mischgerät Silamat (Ivoclar Vivadent) innerhalb von 10s gemischt.

Die Ausarbeitung der Kompositfüllungen erfolgte mit Feinkorn-Diamanten mit absteigender Korngröße von 40, 20 und 10 µm und superfeinen Hartmetallfinierern der Firma Ökodent, Tautenhain. Zur Politur wurden das Astropol-System (Ivoclar Vivadent), bestehend aus Finierer Astropol F, Polierer Astropol P und Hochglanzpolierer Astropol HP auf Kautschukbasis, sowie approximal Epitex-Streifen (GC-Dental) benutzt.

Die Politur des Amalgams erfolgte mit Hartmetallfinierern sowie roten und grünen Kautschukpolierern der Firma Edenta, Au (Schweiz).

Als Abdruckmaterial für die Replikas diente das dünnfließende additionsvernetzende Silikon Panasil contact plus (Kettenbach) mit dem A-Silikon hoher Konsistenz Dimension Penta H (3M Espe) als Basismaterial.

3.2 Verteilung der Füllungen

Im Zeitraum von Juni 2002 bis Juni 2003 wurden insgesamt 233 Klasse-II-Füllungen (zwei- und dreiflächig) an Prämolaren und Molaren bei 82 Patienten, davon 51 weibliche und 31 männliche, im Alter von 13 bis 70 Jahren gelegt. Dabei handelte es sich um 62 Füllungen aus InTen-S mit Excite, 55 Füllungen aus InTen-S mit AdheSE, 57 Füllungen aus Hybrisun sowie 59 Füllungen aus Amalcap Plus. Vier der versorgten Zähne waren wurzelgefüllt, alle anderen vital. Tab.1 zeigt die Verteilung der Füllungen auf die verschiedenen Zähne.

Tab.1: Verteilung der Füllungen im Zahnschema

E/InT	1	2	4	6	3	6	2	1	25	OK
A/InT	1	3	11	9	3	4	2	1	34	
Hyb	1	6	5	8	1	9	2	1	33	
Am	1	5	3	4	3	4	7	4	31	
Zahn	7	6	5	4	4	5	6	7	Summe	
E/InT	4	2	7	4	7	9	2	2	37	UK
A/InT	2	2	3	1	3	7	2	1	21	
Hyb	1	2	7	1	2	6	4	1	24	
Am	3	5	3	2	0	1	9	5	28	

E/InT- Excite mit InTen-S
A/InT- AdheSE mit InTen-S
Hyb - Hybrisun
Am - Amalcap Plus

3.3 Klinische Verarbeitung

3.3.1 Allgemeines zur Verarbeitung der Komposite

Bei neuen Kavitäten wurde zu Beginn die Zahnfarbe bestimmt. Die Präparation erfolgte mit der größtmöglichen Substanzschonung nach den Regeln für die adhäsive Restauration. Die approximalen Schmelzränder wurden mit einer Randschrägung versehen, während die okklusalen Ränder mit einem Feinkorndiamanten geglättet und die Kanten leicht gebrochen wurden.

Bei der Neuversorgung alter Amalgamkavitäten wurden die Schmelzränder angefrischt, um eine Verfärbung durch eingelagerte Amalgampartikel zu vermeiden und danach die Zahnfarbe bestimmt.

Tiefe Kavitäten wurden mit einem Kalziumhydroxidpräparat (Life, Kerr, oder Calxyl, OCO) versorgt und eine Unterfüllung aus Glasionomerzement (Ketac Bond, 3M Espe) gelegt, was 34-mal der Fall war. Flachere Kavitäten wurden direkt adhäsiv gefüllt.

Vor dem Legen der Füllung wurde das Verhältnis der Höcker-Höcker-Distanz des Zahnes zur orovestibulären Breite der Kavität mit dem Zirkel bestimmt. Dieses Verhältnis betrug durchschnittlich 2:1. Es wurden etwa gleich viele kleinere wie etwas breitere Restaurationen je Material gelegt. Außerdem wurde festgehalten, ob der zervikale Rand im Schmelz oder Dentin bzw. Zement liegt. Letzteres traf für 19 Füllungen zu, während die Mehrzahl (155) von Schmelz begrenzt war.

Die Verarbeitung der Komposite erfolgte grundsätzlich unter absoluter Trockenlegung mit Kofferdam, der vor der Applikation des Adhäsivs angelegt wurde.

3.3.2 InTen-S

3.3.2.1 Bonding mit Excite

Die Verarbeitung von Excite erfolgte nach Totalätzung mit 37%igem Phosphorsäuregel (Total Etch, Ivoclar Vivadent). Das Gel wurde zuerst auf den Schmelz und dann auf das Dentin aufgebracht. Nach 15 Sekunden Dentinätzung wurde das Gel mit Wasser abgespült und die Kavität vorsichtig mit dem Luftbläser getrocknet. Dabei wurde Wert darauf gelegt, das Dentin nicht zu übertrocknen, um das Kollabieren der durch das Ätzen freigelegten kollagenen Fasern zu verhindern.

Anschließend wurde Excite mit einem dafür vorgesehenen Applikator reichlich aufgetragen, nach Anweisung des Herstellers mindestens 10 Sekunden in das Dentin einmassiert, das Lösungsmittel vorsichtig verblasen und mit dem Adhäsiv-Programm der Polymerisationslampe Astralis 10 innerhalb von 10 Sekunden gehärtet. Danach war eine glänzende Bonding-Schicht in der gesamten Kavität deutlich sichtbar.

3.3.2.2 Bonding mit AdheSE

Das selbstkonditionierende Bonding AdheSE (Ivoclar Vivadent) wurde in zwei Komponenten in die Kavität gebracht. Dazu wurde es aus der Doppelflasche in das dafür vorgesehene Pad dosiert und anschließend eine reichliche Menge Primer (grüne Flasche) mit einem Applikator am Schmelz beginnend auf die Kavitätenwände aufgetragen und einmassiert. Nach einer Einwirkzeit von mindestens 30 Sekunden und nachfolgendem kräftigen Verblasen des Überschusses an Primer wurde das Bonding (schwarze Flasche) am Dentin beginnend eingebracht, sehr vorsichtig verblasen und 10 Sekunden mit dem Adhäsiv-Programm polymerisiert. Es war darauf zu achten, dass in der Zwischenzeit die Materialien im Pad durch den Lichtschutzdeckel geschützt waren, da das Bonding unter Tageslicht in relativ kurzer Zeit erhärtet. Nach der Polymerisation war ebenfalls eine glänzende Bonding-Schicht in der Kavität sichtbar.

3.3.2.3 Füllung mit InTen-S

Nach dem Aufbringen des Adhäsivs entsprechend Punkt 3.3.2.1 oder 3.3.2.2 wurde eine Metallmatrize angelegt und jeweils approximal mit Interdentalkeilen verkeilt. Die Füllung mit InTen-S erfolgte schrittweise in Schichten von maximal 2 mm Dicke mit zwischenzeitlicher Polymerisation von 10 Sekunden von okklusal mit dem HIP-Programm.

Aufgrund der sehr festen Konsistenz konnte das Material approximal zur Erzielung eines straffen Kontaktpunkts kräftig gestopft und ebenfalls die Höckerabhänge aufgebaut werden. Die Randadaptation gestaltete sich jedoch schwieriger. Um die

nachfolgende Ausarbeitung zu erleichtern, wurde das okklusale Fissurenrelief mit entsprechenden Instrumenten vormodelliert. Nach Abnahme der Matrize wurde jeweils von bukkal und oral nochmals 10 Sekunden nachpolymerisiert.

Nach Abnahme des Kofferdams erfolgte die Ausarbeitung und Politur unter Wasserkühlung.

Die Okklusionskontrolle wurde mit Shimstockfolie durchgeführt. Mit Artikulationspapier in der Dicke von 40 µm (Bausch, Köln) wurde festgestellt, wo der antagonistische Kontakt besteht. Bei der Mehrzahl der Füllungen lag er auf dem Schmelz oder auf Schmelz und Komposit, bei einzelnen auch nur auf letzterem. Der approximale Kontakt wurde mit Zahnseide überprüft.

3.3.3 Hybrisun

3.3.3.1 Bonding mit C-Prime S

Das Ätzen mit Phosphorsäure, Spülen und Trocknen erfolgte wie unter Punkt 3.3.2.1 beschrieben. Danach wurde C-Prime S aufgetragen, ca. 30 Sekunden in das Dentin einmassiert, verblasen und 20 Sekunden mit dem Adh-Programm polymerisiert. Entsprechend der Empfehlung des Herstellers wurde dieser Vorgang wiederholt.

3.3.3.2 Füllung mit Hybrisun

Nach dem Anlegen und der Verkeilung der Matrize wurde Hybrisun in Schichten von maximal 2 mm Dicke eingebracht und mit dem PUL-Programm jeweils 40 Sekunden von okklusal gehärtet. Da das Material nicht die feste Konsistenz wie z.B. InTen-S aufweist, musste besonders auf die Gestaltung des Kontaktpunkts geachtet werden. Dazu wurde beim Stopfen und Härten der entsprechenden Schicht die Matrize mit einem dicken Kugelstopfer kräftig gegen den Nachbarzahn gedrückt.

Die Modellation der Höckerabhänge und des Fissurenreliefs machte eine zügige Arbeitsweise erforderlich, da das Komposit eine geringfügige Fließfähigkeit der Oberfläche aufweist. Dafür erzielt man eine gute Randadaptation und bereits vor der Politur eine glatte und glänzende Oberfläche.

Nach Abnahme der Matrize wurde ebenfalls noch einmal mit dem PUL-Programm jeweils oral und vestibulär 20 Sekunden gehärtet. Die Ausarbeitung erfolgte analog zu Punkt 3.3.2.3.

3.3.4 Amalcap Plus

Die Präparation erfolgte bei kleineren neuen Kavitäten möglichst unter Substanzschonung. Die Kavitätenränder wurden mit Feinkorndiamanten geglättet und die Schmelzkanten gebrochen. Das Amalgam wurde in gewohnter Weise nach Legen einer Unterfüllung aus Harvard-Zement sowie Anbringen und Verkeilen einer Metallmatrize unter relativer Trockenlegung gestopft. Nach Abnahme der Matrize wurde die Füllung mit Spateln konturiert und die Oberfläche mit Stopfern verdichtet. Die Politur erfolgte in der nächsten Sitzung, frühestens nach 24 Stunden. Die Okklusionskontrolle wurde wie unter Punkt 3.3.2.3 beschrieben durchgeführt.

3.4 Abdrucknahme

Von ausgewählten Füllungen wurde nach der Politur ein Abdruck mit Panasil contact plus und Dimension Penta H unter Verwendung von Mini-Trays (Hager & Werken) zur Herstellung der Replikas für die in einer anderen Arbeit stattfindende mikroskopische Untersuchung genommen.

3.5 Untersuchungskriterien

Zur Beurteilung der Füllungsqualität diene der modifizierte CPM (**C**linical, **P**hotographic, **M**icromorphological)-Index, wobei hier nur die klinische und z. T. fotografische Auswertung erfolgte. Die elektronenmikroskopische Bewertung der Replikas wird in einer anderen Arbeit vorgenommen.

Die klinischen Prüfkriterien wurden wie folgt definiert:

C-Kriterien

1. Oberflächenqualität

- 0 - glatte, glänzende, homogene Oberfläche
- 1 - glatte, inhomogene Oberfläche (vereinzelte Porositäten)
- 2 - feinkörnige, homogene Oberfläche
- 3 - grobkörnige, raue, inhomogene Oberfläche

2. Anatomische Form

- 0 - korrekte anatomische Form
- 1 - unvollständig, keine Dentinexposition
- 2 - unvollständig, Dentin oder Unterfüllung frei
- 3 - Fraktur oder Verlust der Füllung (teilweise oder vollständig)

3. Farbverhalten

- 0 - übereinstimmend mit natürlicher Zahnfarbe
- 1 - nicht perfekt, akzeptabel
- 2 - nicht akzeptabel

4. Abrasion

- 0 - kein Substanzverlust
- 1 - lokalisierter Substanzverlust entsprechend individuellem Muster
- 2 - ausgeprägter Substanzverlust

5. Randschluss

- 0 - nicht sondierbarer Füllungsrand
- 1 - sondierbarer Füllungsrand im Bereich von Fissurenausläufern, Nischen u.ä. bis 1/3 des Gesamtumfangs
- 2 - sondierbarer Füllungsrand im Bereich weitgehend gerader Randteile bis 1/3 des Gesamtumfangs
- 3 - sondierbarer Füllungsrand an mehr als 1/3 des Gesamtumfangs
- 4 - Randspalt

6. Stufenbildung

- 0 - keine Stufenbildung
- 1 - Füllungsüberschuss
- 2 - negative Stufe
- 3 - sowohl positive als auch negative Stufe

7. Verfärbung des Füllungsrandes

- 0 - keine Verfärbung
- 1 - erkennbare Verfärbung im Bereich von Fissurenausläufern, Nischen u.ä. bis 1/3 des Gesamtumfangs
- 2 - erkennbare Verfärbung im Bereich weitgehend gerader Randteile bis 1/3 des Gesamtumfangs
- 3 - erkennbare Verfärbung an mehr als 1/3 des Füllungsrandes
- 4 - Sekundärkaries mit Kavitation

8. Klinische Akzeptanz

- 0 - korrekte Füllung
- 1 - geringe Abweichung von der Regel, klinisch akzeptabel
- 2 - nach Korrektur akzeptabel
- 3 - Füllung sollte aus präventiven Gründen ersetzt werden
- 4 - Füllung muss unverzüglich ersetzt werden

Entsprechend diesen Kriterien wurden alle Füllungen vom Behandler nach der Politur (Baseline), nach ca. ½, 1 und 2 Jahren mit Spiegel und einer Sensitive-Sonde (Carl Martin, Solingen) kontrolliert und die Vitalität mit Kältespray auf Propan/Butan-Basis geprüft. Zur Baseline-Untersuchung wurden alle Kriterien mit Code 0 eingestuft. Die Nachkontrollen wurden im Rahmen des üblichen Recalls durchgeführt. Abweichungen vom vorgesehenen Untersuchungstermin beliefen sich durchschnittlich auf vier Wochen. Ein geplanter Blindversuch bezüglich der Komposite war nur eingeschränkt möglich, da die Materialien InTen-S und Hybrisun von vorn herein ein deutlich unterschiedliches Aussehen aufwiesen. Er erstreckte sich somit nur auf den Vergleich von Füllungen aus InTen-S mit den Adhäsiven Excite und AdheSE.

Zusätzlich wurden von ausgewählten Restaurationen Fotografien angefertigt.

Wenn die Kriterien „Oberflächenqualität“, „Randschluss“ oder „Stufenbildung“ bei den Nachuntersuchungen nicht Code 0 aufwiesen, wurden die entsprechenden Füllungen soweit möglich nachpoliert.

3.6 Statistische Auswertung

Der statistische Vergleich der Materialien untereinander erfolgte mit Hilfe des exakten Chi²-Tests nach Pearson auf einem Signifikanzniveau von $\alpha=0,05$. Wegen der multiplen Betrachtungsweise wurde bei der Interpretation der p-Werte eine α -Adjustierung nach Holm und Shaffer (Horn und Vollandt, 1995) durchgeführt. Dabei betragen die Signifikanzschranken bei drei paarweisen Vergleichen $\alpha/3$, α und α , bei sechs Vergleichen $\alpha/6$, $\alpha/3$, $\alpha/3$, $\alpha/3$, $\alpha/2$ und α .

Die Veränderung der einzelnen Materialien im zeitlichen Verlauf von der Baseline- zur Abschlussuntersuchung wurde mit dem exakten einseitigen Randhomogenitätstest für zwei verbundene Stichproben untersucht. Es wurde das Programm SPSS 13.0.1 verwendet.

3.7 Fotografische Darstellung der Methodik

Auf den Abb. 1 bis 7 ist die Vorgehensweise bei der Füllungsanlage dargestellt.



Abb. 1: Zustand nach Präparation 14,15 (14 mit Life u. Ketac Bond-Unterfüllung)



Abb. 2: Phosphorsäureätzung von 15



Abb. 3: 14 AdheSE, 15 Excite aufgetragen



Abb. 4: 14 gefüllt, 15 erste Schicht InTen-S



Abb. 5: 15 weitere Schichten InTen-S



Abb. 6: 14,15 InTen-S vor Ausarbeitung



Abb. 7: 14,15 fertig gestellte InTen-S-Füllungen

4 Ergebnisse

Von den insgesamt gelegten 233 Füllungen konnten nach einem halben Jahr noch alle, nach einem Jahr 228 (97,85%) und nach zwei Jahren 223 (95,71%) nachkontrolliert werden. Die zehn fehlenden Füllungen teilen sich in drei Verluste und sieben Ausfälle wegen mangelnder Compliance der entsprechenden Patienten. Eine Füllung aus Excite/InTen-S musste wegen anhaltender Hypersensibilität nach

sieben Monaten entfernt werden. Zwei Amalgamfüllungen frakturierten innerhalb des ersten Jahres und gingen teilweise verloren. Diese wurden bei den Kriterien „Anatomische Form“ (Code 3) und „Klinische Akzeptanz“ (Code 4) zur zweiten Kontrolluntersuchung noch mit gewertet, wogegen bei den restlichen Kriterien keine Beurteilung erfolgen konnte.

In Tab.2 sind die vollständig nachuntersuchten Füllungen ersichtlich. Die Prozentzahlen der nachfolgenden Ergebnisse beziehen sich jeweils auf diese Werte.

Tab.2: Übersicht über die nachuntersuchten Füllungen

Zeitpunkt	E/InT	A/InT	Hyb	Am	Summe	%
Baseline	62	55	57	59	233	100,00
1/2 J.	62	55	57	59	233	100,00
1 J.	61	53	57	57	228	97,85
2 J.	61	53	56	53	223	95,71

E/InT- Excite mit InTen-S

A/InT- AdheSE mit InTen-S

Hyb - Hybrisun

Am - Amalcap Plus

Bei zwei Füllungen aus E/InT traten postoperative Hypersensibilitäten auf, die aber reversibel waren. Alle zu Beginn der Untersuchung vitalen Zähne reagierten auch nach zwei Jahren noch positiv auf Kältespray und waren beschwerdefrei.

Nachfolgend erfolgt die Auswertung der klinischen Ergebnisse entsprechend den C-Kriterien.

4.1 Oberflächenqualität

Für das Kriterium Oberflächenqualität ergaben sich die besten Resultate für das Material Hybrisun (Tab. 3, Abb. 8). Nach einem Jahr zeigten noch 55 (96,49%), nach zwei Jahren 45 (80,36%) der Hybrisun-Füllungen eine glatte und glänzende Oberfläche, nur 2 (3,51%) bzw. 11 (19,64%) wiesen vereinzelte Porositäten auf. Keine der Hybrisun-Restaurationen war feinkörnig oder grobkörnig rau.

Demgegenüber erfüllten von den InTen-S-Füllungen nur je 40 (64,52% E/InT bzw. 72,73% A/InT) nach einem halben Jahr, 27 E/InT (44,26%) bzw. 22 A/InT (41,51%) nach einem Jahr und 15 E/InT (24,59%) bzw. 10 A/InT (18,87%) nach zwei Jahren den Code „0“. Nach einem Jahr waren 29 E/InT- (47,54%) bzw. 25 A/InT- (47,17%), nach zwei Jahren 35 E/InT- (57,38%) bzw. 34 A/InT- (64,15%) Oberflächen als

feinkörnig einzustufen. Grobkörnige raue Füllungen waren mit 2 aus E/InT (3,28%) bzw. einer aus A/InT (1,89%) nach einem Jahr und 5 aus E/InT (8,20%) bzw. 4 aus A/InT (7,55%) nach zwei Jahren relativ selten.

Bei Amalgam waren nach sechs Monaten noch 54 (91,53%) Füllungen glatt und glänzend. Diese Zahl ging aber nach einem Jahr auf 42 (73,68%), nach zwei Jahren auf 22 (41,51%) zurück. Im Gegensatz zu den Kompositen waren hier mehr Restaurationen mit Porositäten zu verzeichnen: nach einem Jahr 12 (21,05%) und nach zwei Jahren 17 (32,08%). Nach zwei Jahren zeigten sich 10 (18,87%) Amalgamfüllungen rau und inhomogen.

Tab. 3: Auswertung des Kriteriums Oberflächenqualität

Material	Excite/InTen-S						AdheSE/InTen-S					
Zeitpunkt	1/2 J.		1 J.		2 J.		1/2 J.		1 J.		2 J.	
Fllg. ges.	62	%	61	%	61	%	55	%	53	%	53	%
Code 0	40	64,52	27	44,26	15	24,59	40	72,73	22	41,51	10	18,87
1	4	6,45	3	4,92	6	9,84	4	7,27	5	9,43	5	9,43
2	18	29,03	29	47,54	35	57,38	10	18,18	25	47,17	34	64,15
3	0	0	2	3,28	5	8,20	1	1,82	1	1,89	4	7,55

Material	Hybrisun						Amalcap Plus					
Zeitpunkt	1/2 J.		1 J.		2 J.		1/2 J.		1 J.		2 J.	
Fllg. ges.	57	%	57	%	56	%	59	%	57	%	53	%
Code 0	54	94,74	55	96,49	45	80,36	54	91,53	42	73,68	22	41,51
1	3	5,26	2	3,51	11	19,64	5	8,47	12	21,05	17	32,08
2	0	0	0	0	0	0	0	0	3	5,26	4	7,55
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	10	18,87

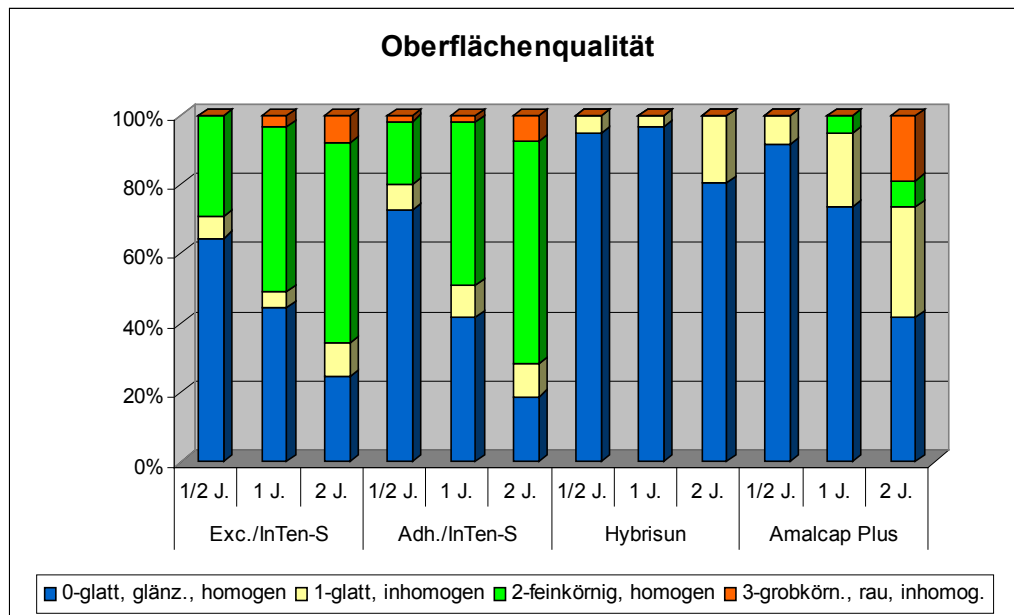


Abb. 8: Auswertung des Kriteriums Oberflächenqualität
Auffällig ist die Überlegenheit von Hybrisun hinsichtlich dieses Kriteriums.

In den Abb. 9 und 10 wird die feinkörnige und matte Oberfläche verschiedener InTen-S-Füllungen im Gegensatz zum glänzenden Schmelz deutlich.



Abb. 9: 24 mod Excite/InTen-S (1/2 Jahr)



Abb. 10: 44 od, 45 om Excite/InTen-S (2 Jahre)

Bei den statistischen Berechnungen wurden die Werte für E/InT und A/InT bezüglich der Oberfläche zusammengefasst (Tab. 4). Außer Hybrisun gegenüber Amalcap Plus nach einem halben Jahr unterschieden sich alle Materialien zu allen Zeitpunkten bei $\alpha=0,05$ signifikant voneinander. Im Vergleich zwischen der Baseline- und der

Abschlussuntersuchung mit dem Randhomogenitätstest verschlechterte sich die Oberflächenqualität aller Materialien ebenfalls signifikant ($p < 0,001$).

Tab. 4: Statistische Vergleiche bezüglich des Kriteriums Oberflächenqualität (signifikante Werte fett gedruckt)

Oberfläche	1/2 J.	1 J.	2 J.
InT - Hyb	< 0,001	< 0,001	< 0,001
InT - Am	< 0,001	< 0,001	< 0,001
Hyb - Am	0,717	0,001	< 0,001

InT - InTen-S gesamt

Hyb - Hybrisun

Am - Amalcap Plus

4.2 Anatomische Form

Die anatomische Form blieb über den Zeitraum von zwei Jahren bei allen Materialien nahezu unverändert erhalten (Tab. 5, Abb. 11). Abgesehen von den oben erwähnten zwei frakturierten Amalgamfüllungen zeigten 5 (9,43%) Füllungen aus InTen-S mit AdheSE und eine (1,89%) aus Amalgam kleine Defekte. Bei einer dieser A/InT-Restaurationen lag geringfügig das Dentin frei. Alle anderen Restaurationen hatten noch eine korrekte anatomische Form.

Tab. 5: Auswertung des Kriteriums Anatomische Form

Material	Excite/InTen-S						AdheSE/InTen-S					
Zeitpunkt	1/2 J.		1 J.		2 J.		1/2 J.		1 J.		2 J.	
Fllg. ges.	62	%	61	%	61	%	55	%	53	%	53	%
Code 0	62	100	61	100	61	100	55	100	53	100	48	90,57
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	4	7,55
2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1,89
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Material	Hybrisun						Amalcap Plus					
Zeitpunkt	1/2 J.		1 J.		2 J.		1/2 J.		1 J.		2 J.	
Fllg. ges.	57	%	57	%	56	%	59	%	59	%	53	%
Code 0	57	100	57	100	56	100	59	100	57	96,61	52	98,11
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1,89
2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0	0	0	2	3,39	0	0

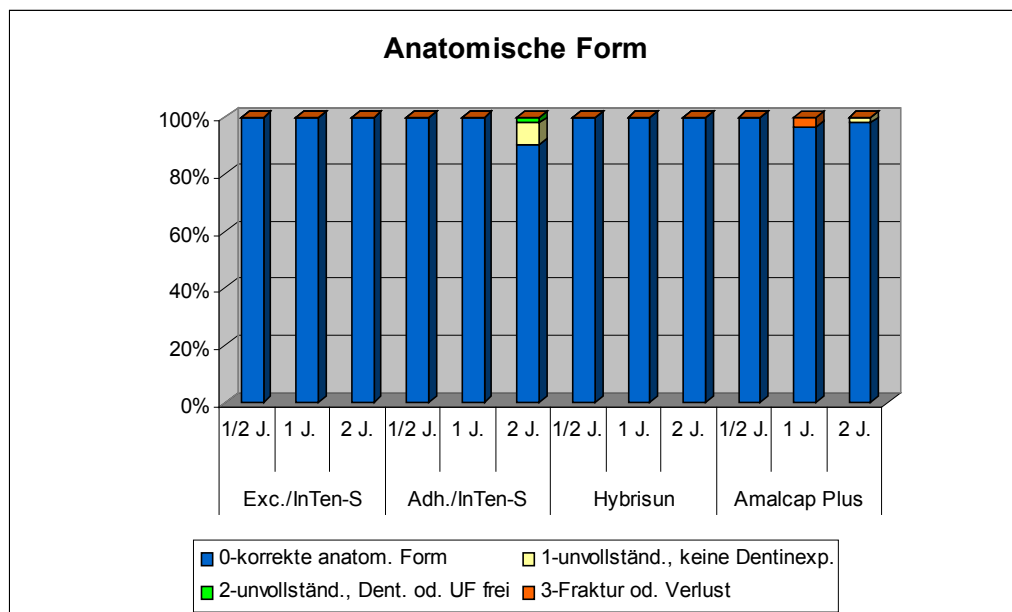


Abb. 11: Auswertung des Kriteriums Anatomische Form

Die statistische Auswertung ergab nach α -Adjustierung zu keinem Zeitpunkt signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Materialien (Tab. 6).

Im Laufe der zwei Jahre verschlechterte sich die anatomische Form von A/InT signifikant ($p=0,031$), nicht aber die von Amalcap Plus ($p=0,5$). Auch die Werte nach einem Jahr, in dem der Verlust von zwei Amalgamfüllungen auftrat, wichen nicht signifikant gegenüber dem Ausgangszustand ab ($p=0,25$).

Tab. 6: Statistische Vergleiche bezüglich des Kriteriums Anatomische Form (keine signifikanten Unterschiede nach α -Adjustierung)

an. Form	1/2 J.	1 J.	2 J.
E/InT - A/InT	-	-	0,020
E/InT - Hyb	-	-	-
E/InT - Am	-	0,240	0,465
A/InT - Hyb	-	-	0,025
A/InT - Am	-	0,497	0,205
Hyb - Am	-	0,496	0,486

E/InT- Excite mit InTen-S
A/InT- AdheSE mit InTen-S
Hyb - Hybrisun
Am - Amalcap Plus

4.3 Farbverhalten

Bei keiner der Kompositfüllungen war innerhalb des Untersuchungszeitraums eine Farbveränderung erkennbar.

4.4 Abrasion

Die beiden Komposite zeigten ein günstiges Abrasionsverhalten (Tab. 7, Abb. 12). Nach einem Jahr war nur bei jeweils 2 (3,28% E/InT bzw. 3,77% A/InT) InTen-S- und 7 (12,28%) Hybrisun-Füllungen ein lokalisierter Substanzverlust zu verzeichnen. Die Werte nach zwei Jahren lagen bei 5 (8,20%) für E/InT, 7 (13,21%) für A/InT und 8 (14,29%) für Hybrisun.

Amalgam neigte zu einer stärkeren Abrasion: nach einem halben Jahr wiesen bereits 9 (15,25%), nach einem Jahr 17 (29,82%) und nach zwei Jahren mit 27 (50,94%) über die Hälfte aller Restaurationen einen lokalisierten Substanzverlust auf.

Ein ausgeprägter Substanzverlust trat bei keiner der Füllungen auf.

Tab. 7: Auswertung des Kriteriums Abrasion

Material	Excite/InTen-S						AdheSE/InTen-S					
Zeitpunkt	1/2 J.		1 J.		2 J.		1/2 J.		1 J.		2 J.	
Fllg. ges.	62	%	61	%	61	%	55	%	53	%	53	%
Code 0	61	98,39	59	96,72	56	91,80	55	100	51	96,23	46	86,79
1	1	1,61	2	3,28	5	8,20	0	0	2	3,77	7	13,21
2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Material	Hybrisun						Amalcap Plus					
Zeitpunkt	1/2 J.		1 J.		2 J.		1/2 J.		1 J.		2 J.	
Fllg. ges.	57	%	57	%	56	%	59	%	57	%	53	%
Code 0	54	94,74	50	87,72	48	85,71	50	84,75	40	70,18	26	49,06
1	3	5,26	7	12,28	8	14,29	9	15,25	17	29,82	27	50,94
2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

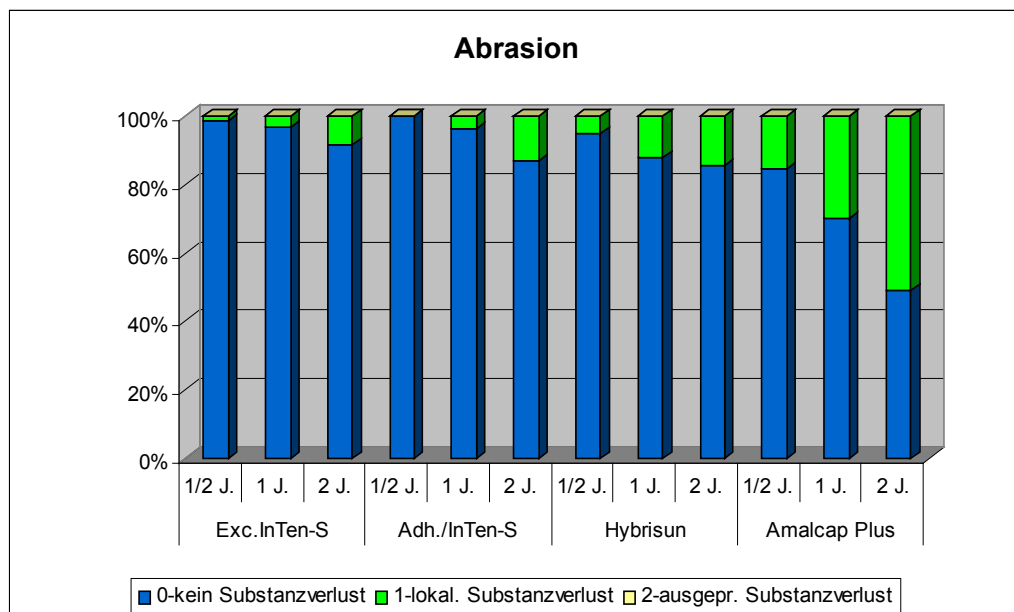


Abb. 12: Auswertung des Kriteriums Abrasion

Bei der statistischen Auswertung wurden die Werte für E/InT und A/InT für das Kriterium Abrasion zusammengefasst (Tab. 8). Nach einem Jahr unterschieden sich alle Materialien in diesem Kriterium signifikant, nach einem halben und zwei Jahren InTen-S gegenüber Amalgam und zum letzten Zeitpunkt auch Hybrisun gegenüber Amalgam.

Im Vergleich zwischen der Baseline- und der Abschlussuntersuchung veränderten sich alle Materialien signifikant (E/InT: $p=0,031$; A/InT: $p=0,008$; Hyb: $p=0,004$; Am: $p<0,001$).

Tab. 8: Statistische Vergleiche bezüglich des Kriteriums Abrasion (signifikante Werte fett gedruckt)

Abrasion	1/2 J.	1 J.	2 J.
InT - Hyb	0,104	0,043	0,613
InT - Am	< 0,001	< 0,001	< 0,001
Hyb - Am	0,125	0,037	< 0,001

InT - InTen-S gesamt

Hyb - Hybrisun

Am - Amalcap Plus

4.5 Randschluss

Für das Kriterium Randschluss waren deutliche Unterschiede zwischen den Materialkombinationen Excite/InTen-S und AdheSE/InTen-S zu verzeichnen (Tab. 9, Abb. 13).

Während nach einem halben Jahr 7 (11,29%) E/InT-Füllungen einen sondierbaren Rand im Bereich von Fissurenausläufern, Nischen u.ä. bis zu 1/3 des Gesamtumfangs aufwiesen, waren es bei A/InT bereits 16 (29,09%). Nach einem Jahr veränderten sich die Werte auf 9 (14,75%) für E/InT und 11 (20,75%) für A/InT, nach zwei Jahren auf 18 (29,51%) bzw. 30 (56,60%).

Im Bereich gerader Randteile zeigte sich nach sechs Monaten bei E/InT kein sondierbarer Füllungsrand, bei A/InT waren es 4 (7,27%) in einer Länge von weniger als 1/3 des Gesamtumfangs. Nach einem Jahr wurde dieser Code bei E/InT 2-mal (3,28%) und bei A/InT 6-mal (11,32%), nach zwei Jahren 4-mal (6,56%) bzw. 3-mal (5,66%) gefunden. Zwei Restaurationen aus A/InT (3,77%) hatten nach zwei Jahren einen sondierbaren Rand an mehr als 1/3 des Gesamtumfangs, und 2 aus E/InT (3,28%) einen minimalen, aber tastbaren, Randspalt.

Für Hybrisun waren langfristig etwas bessere Resultate zu verzeichnen. Nach einem halben Jahr wurde bei 10 Hyb-Füllungen (17,54%) Code 1 festgestellt, nach einem Jahr waren es 5 (8,77%) und nach zwei Jahren 11 (19,64%). Code 2 wurde nach einem halben und nach einem Jahr jeweils 4-mal (7,02%), nach zwei Jahren 5-mal (8,93%) gemessen. Sondierbare Ränder über 1/3 des Gesamtumfangs und Randspalten traten bei Hybrisun nicht auf.

Demgegenüber zeigte Amalgam schlechtere Randverhältnisse. Nach einem halben Jahr war bei 11 Füllungen (18,64%) der Rand im Bereich von Fissuren bis zu 1/3 des Gesamtumfangs zu tasten, nach einem und zwei Jahren bei 20 (35,09%) bzw. 23 (43,40%) Füllungen. Sondierbare gerade verlaufende Randbereiche waren zu den entsprechenden Zeitpunkten mit einem (1,69%), 2 (3,51%) bzw. 4 (7,55%) Fällen hier ähnlich selten wie bei den Kompositen. Allerdings waren zur Abschlussuntersuchung 7 Restaurationen (13,21%) mit einem sondierbaren Rand über 1/3 des Gesamtumfangs sowie 8 (15,09%) mit einem Randspalt zu verzeichnen.

Der Qualitätsunterschied wird besonders deutlich an der Anzahl der Füllungen mit perfektem Rand, die nach zwei Jahren bei E/InT 37 (60,66%), bei A/InT 18 (33,96%), bei Hybrisun 40 (71,43%) und bei Amalgam 11 (20,75%) betrug.

Tab. 9: Auswertung des Kriteriums Randschluss

Material	Excite/InTen-S						AdheSE/InTen-S					
Zeitpunkt	1/2 J.		1 J.		2 J.		1/2 J.		1 J.		2 J.	
Fllg. ges.	62	%	61	%	61	%	55	%	53	%	53	%
Code 0	55	88,71	50	81,97	37	60,66	35	63,64	36	67,92	18	33,96
1	7	11,29	9	14,75	18	29,51	16	29,09	11	20,75	30	56,60
2	0	0	2	3,28	4	6,56	4	7,27	6	11,32	3	5,66
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	3,77
4	0	0	0	0	2	3,28	0	0	0	0	0	0

Material	Hybrisun						Amalcap Plus					
Zeitpunkt	1/2 J.		1 J.		2 J.		1/2 J.		1 J.		2 J.	
Fllg. ges.	57	%	57	%	56	%	59	%	57	%	53	%
Code 0	43	75,44	48	84,21	40	71,43	47	79,66	34	59,65	11	20,75
1	10	17,54	5	8,77	11	19,64	11	18,64	20	35,09	23	43,40
2	4	7,02	4	7,02	5	8,93	1	1,69	2	3,51	4	7,55
3	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1,75	7	13,21
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	8	15,09

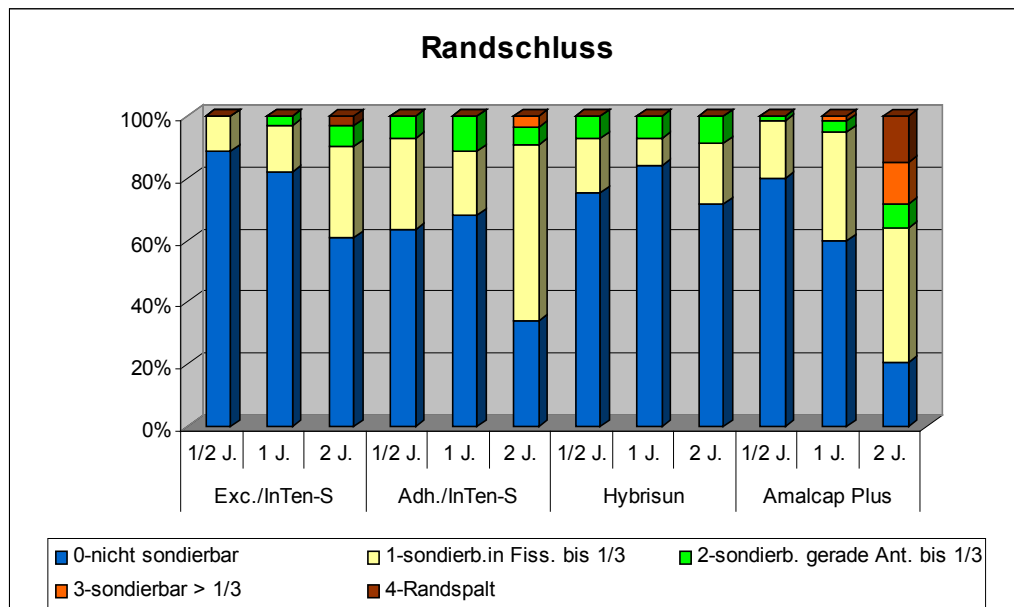


Abb. 13: Auswertung des Kriteriums Randschluss

Nach einem halben Jahr ergaben sich statistisch signifikante Unterschiede nach α -Adjustierung nur zwischen E/InT und A/InT, nach einem Jahr nur zwischen Hybrisun

und Amalcap Plus. Nach zwei Jahren erwies sich der Randschluss außer zwischen E/InT und Hybrisun für alle Materialien signifikant unterschiedlich (Tab. 10).

Im Gesamtverlauf der Untersuchung verschlechterte sich dieses Kriterium ebenfalls für alle Materialien signifikant ($p < 0,001$).

Tab. 10: Statistische Vergleiche bezüglich des Kriteriums Randschluss (signifikante Werte fett gedruckt)

Randschluss	1/2 J.	1 J.	2 J.
E/InT - A/InT	0,001	0,149	0,004
E/InT - Hyb	0,042	0,446	0,306
E/InT - Am	0,254	0,020	< 0,001
A/InT - Hyb	0,379	0,122	< 0,001
A/InT - Am	0,124	0,111	0,006
Hyb - Am	0,422	0,001	< 0,001

E/InT- Excite mit InTen-S

A/InT- AdheSE mit InTen-S

Hyb - Hybrisun

Am - Amalcap Plus

4.6 Stufenbildung

Da das Kriterium Stufenbildung in direktem Zusammenhang zum Kriterium Randschluss steht, sind hier ähnliche Ergebnisse zu verzeichnen (Tab. 11, Abb. 14). Einen Füllungsüberschuss zeigten 7 (11,29%) bzw. 11 (18,03%) E/InT-Füllungen nach einem halben bzw. einem Jahr, während nach zwei Jahren 12-mal (19,67%) ein Überschuss, 10-mal (16,39%) eine negative Stufe und 2-mal (3,28%) beides gleichzeitig gefunden wurde.

Die A/InT-Restaurationen wiesen nach sechs Monaten 19-mal (34,55%) und nach einem und zwei Jahren jeweils 15-mal (28,30%) einen Überschuss auf. Eine negative Stufe wurde einmal (1,82%), 2-mal (3,77%) bzw. 15-mal (28,30%) zu den entsprechenden Untersuchungszeitpunkten, beides zusammen 5-mal (9,43%) zur Abschlussbeurteilung festgestellt.

Bei Hybrisun betrug die Anzahl der Füllungen mit einem Überschuss nach einem halben Jahr 14 (24,56%), nach einem Jahr 9 (15,79%) und nach zwei Jahren 11 (19,64%). Eine negative Stufe war mit 4 (7,14%) Fällen nach zwei Jahren relativ selten, ebenso Code „3“ bei einer Füllung (1,79%).

Die Amalgamfüllungen zeigten besonders nach einem und zwei Jahren mit 23 (40,35%) bzw. 33 (62,26%) eine höhere Zahl von Überschüssen. Zur Abschlussuntersuchung trat einmal (1,89%) eine negative Stufe sowie 8-mal (15,09%) sowohl eine positive als auch eine negative Stufe auf.

Tab. 11: Auswertung des Kriteriums Stufenbildung

Material	Excite/InTen-S						AdheSE/InTen-S					
Zeitpunkt	1/2 J.		1 J.		2 J.		1/2 J.		1 J.		2 J.	
Fllg. ges.	62	%	61	%	61	%	55	%	53	%	53	%
Code 0	55	88,71	50	81,97	37	60,66	35	63,64	36	67,92	18	33,96
1	7	11,29	11	18,03	12	19,67	19	34,55	15	28,30	15	28,30
2	0	0	0	0	10	16,39	1	1,82	2	3,77	15	28,30
3	0	0	0	0	2	3,28	0	0	0	0	5	9,43

Material	Hybrisun						Amalcap Plus					
Zeitpunkt	1/2 J.		1 J.		2 J.		1/2 J.		1 J.		2 J.	
Fllg. ges.	57	%	57	%	56	%	59	%	57	%	53	%
Code 0	43	75,44	48	84,21	40	71,43	47	79,66	34	59,65	11	20,75
1	14	24,56	9	15,79	11	19,64	12	20,34	23	40,35	33	62,26
2	0	0	0	0	4	7,14	0	0	0	0	1	1,89
3	0	0	0	0	1	1,79	0	0	0	0	8	15,09

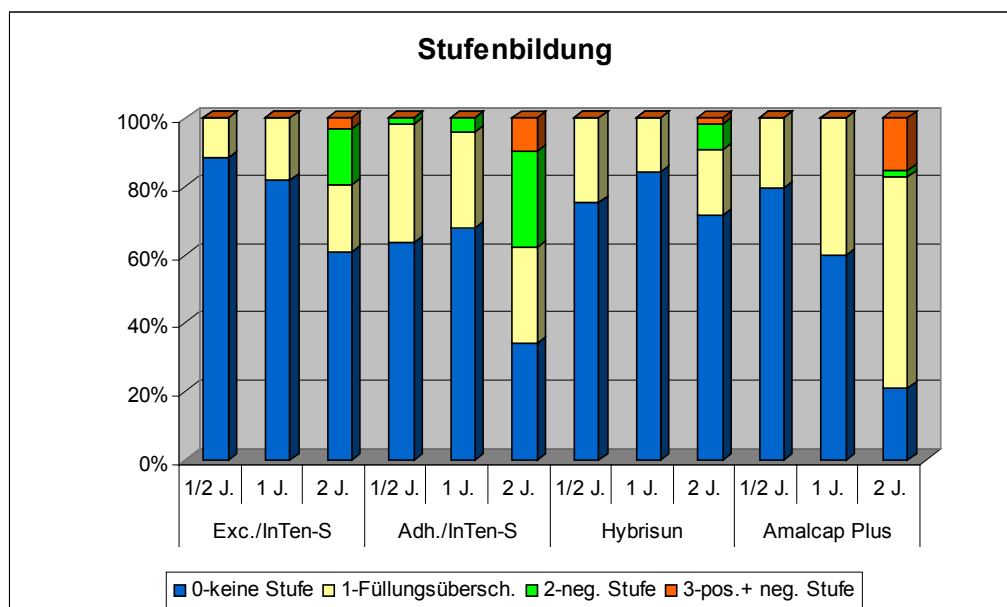


Abb. 14: Auswertung des Kriteriums Stufenbildung

Nach einem halben Jahr zeigten sich nach α -Adjustierung nur zwischen E/InT und A/InT, nach einem Jahr zwischen Amalcap Plus und E/InT bzw. Hybrisun statistisch signifikante Unterschiede. Zur Abschlussuntersuchung wurden außer zwischen E/InT

und A/InT sowie E/InT und Hybrisun überall signifikante Differenzen gefunden (Tab. 12).

Ebenfalls signifikant erwiesen sich die Veränderungen zwischen Baseline- und Zwei-Jahres-Untersuchung für alle Materialien ($p < 0,001$).

Tab. 12: Statistische Vergleiche bezüglich des Kriteriums Stufenbildung (signifikante Werte fett gedruckt)

Stufe	1/2 J.	1 J.	2 J.
E/InT - A/InT	0,002	0,094	0,033
E/InT - Hyb	0,091	0,809	0,450
E/InT - Am	0,215	0,009	< 0,001
A/InT - Hyb	0,255	0,052	< 0,001
A/InT - Am	0,074	0,168	< 0,001
Hyb - Am	0,659	0,006	< 0,001

E/InT- Excite mit InTen-S

A/InT- AdheSE mit InTen-S

Hyb - Hybrisun

Am - Amalcap Plus

4.7 Verfärbung des Füllungsrandes

Eine Randverfärbung kam bei den A/InT- und den Hybrisun-Füllungen nach einem Jahr jeweils einmal (1,89% bzw. 1,75%) vor (Tab. 13, Abb. 15). Nach zwei Jahren fanden sich bei E/InT 5 (8,20%) Verfärbungen im Bereich von Fissuren oder Nischen und 3 (4,92%) im Bereich gerader Randteile bis zu 1/3 des Gesamtumfangs, während A/InT entsprechend 9 (16,98%) und 3 (5,66%) Verfärbungen zeigte. Hybrisun wies zu diesem Zeitpunkt 2 (3,57%) Verfärbungen im Bereich gerader Randteile auf.

Bei den Amalgamrestaurationen waren Verfärbungen der Füllungsråder nicht relevant.

Es trat nirgendwo eine Verfärbung an mehr als 1/3 des Gesamtumfangs der Füllung oder eine sekundär kariöse Läsion auf.

Tab. 13: Auswertung des Kriteriums Verfärbung des Füllungsrandes

Material	Excite/InTen-S						AdheSE/InTen-S					
Zeitpunkt	1/2 J.		1 J.		2 J.		1/2 J.		1 J.		2 J.	
Fllg. ges.	62	%	61	%	61	%	55	%	53	%	53	%
Code 0	62	100	61	100	53	86,89	55	100	52	98,11	41	77,36
1	0	0	0	0	5	8,20	0	0	0	0	9	16,98
2	0	0	0	0	3	4,92	0	0	1	1,89	3	5,66
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Material	Hybrisun						Amalcap Plus					
Zeitpunkt	1/2 J.		1 J.		2 J.		1/2 J.		1 J.		2 J.	
Fllg. ges.	57	%	57	%	56	%	59	%	57	%	53	%
Code 0	57	100	56	98,25	54	96,43	59	100	57	100	53	100
1	0	0	1	1,75	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	2	3,57	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

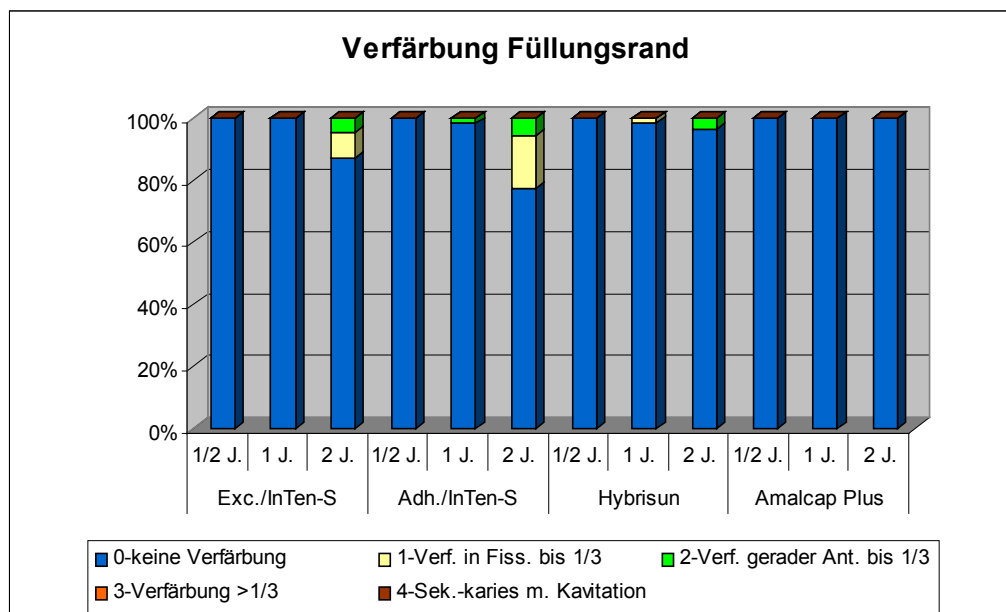


Abb. 15: Auswertung des Kriteriums Verfärbung des Füllungsrandes

In den Abb. 16 und 17 wird die Randverfärbung von Füllungen aus InTen-S mit AdheSE bei einer starken Raucherin deutlich. Nach einem Jahr wurde 26, nach zwei Jahren 25 und 26 mit Code 2 bewertet.



Abb. 16: 24 od, 25 mod, 26 modp A/InT (1 J.)



Abb. 17: 24 od, 25 mod, 26 modp A/InT (2 J.)

Bei der statistischen Untersuchung ergaben sich nur zwischen E/InT und Amalcap Plus sowie zwischen A/InT und Hybrisun bzw. A/InT und Amalcap Plus nach zwei Jahren signifikante Unterschiede (Tab. 14). Im Gesamtverlauf zeigten E/InT ($p=0,004$) und A/InT ($p<0,001$) Signifikanzen, nicht dagegen Hybrisun ($p=0,25$).

Tab. 14: Statistische Vergleiche bezüglich des Kriteriums Verfärbung des Füllungsrandes (signifikante Werte fett gedruckt)

Verfärbung	1/2 J.	1 J.	2 J.
E/InT - A/InT	-	0,465	0,384
E/InT - Hyb	-	0,483	0,113
E/InT - Am	-	-	0,015
A/InT - Hyb	-	0,734	0,002
A/InT - Am	-	0,482	< 0,001
Hyb - Am	-	1,000	0,496

E/InT- Excite mit InTen-S
A/InT- AdheSE mit InTen-S
Hyb - Hybrisun
Am - Amalcap Plus

4.8 Klinische Akzeptanz

Nach einem halben Jahr belief sich die Zahl der korrekten E/InT-Füllungen auf 34 (54,84%), nach einem Jahr auf 20 (32,79%) und nach zwei Jahren auf 13 (21,31%). Geringe Abweichungen von der Regel zeigten bei diesem Material nach einem halben Jahr 23 (37,10%), nach einem Jahr 25 (40,98%) und nach zwei Jahren 33 (54,10%) Restaurationen (Tab. 15, Abb. 18). Nach einer Korrektur akzeptabel

erwiesen sich zu den entsprechenden Zeitpunkten 5 (8,06%), 16 (26,23%) bzw. 13 (21,31%) E/InT-Füllungen. Zwei Restaurationen aus E/InT (3,28%) waren zur Abschlusskontrolle aus präventiven Gründen erneuerungsbedürftig, also nicht akzeptabel. Die nach sieben Monaten wegen postoperativer Hypersensibilität erneuerte Füllung ging in die Untersuchung nicht mit ein, da sie nach einem Jahr nicht mehr vorhanden war. Sie muss aber als nicht akzeptabel (Code 4) betrachtet werden.

Von den A/InT-Restaurationen erwiesen sich nach sechs Monaten 26 (47,27%), nach einem Jahr 18 (33,96%) und nach zwei Jahren nur noch 5 (9,43%) klinisch korrekt. Die Zahl der noch akzeptablen Füllungen mit geringen Abweichungen stieg von 16 (29,09%) nach einem halben Jahr auf 23 (43,40%) nach einem Jahr und 34 (64,15%) nach zwei Jahren. Zu den Untersuchungsterminen waren jeweils etwa gleich viele A/InT-Füllungen nach Korrektur akzeptabel: 13 (23,64%), 12 (22,64%) bzw. 13 (24,53%). Eine A/InT-Restaurations war nach zwei Jahren aus präventiven Gründen erneuerungsbedürftig.

Von den Hybrisun-Füllungen zeigten zum ersten und zweiten Kontrolltermin je 41 (71,93%) und zum Abschluss 33 (58,93%) keinerlei Mängel. Noch klinisch akzeptabel waren nach einem halben Jahr 5 (8,77%), nach einem Jahr 8 (14,04%) und nach zwei Jahren 18 (32,14%). Elf (19,30%), 8 (14,04%) bzw. 5 (8,93%) Restaurationen waren zu den entsprechenden Zeitpunkten nach Korrektur akzeptabel. Keine Hybrisun-Füllung musste mit „nicht akzeptabel“ bewertet werden.

Bei den Amalgamrestaurationen kam es besonders im zweiten Jahr zu einem Qualitätsverlust. Während sich zur ersten und zweiten Nachuntersuchung noch 38 (64,41%) bzw. 20 (33,90%) korrekt erwiesen, waren es nach zwei Jahren nur noch 5 (9,43%). Geringe Abweichungen von der Regel zeigten nach einem halben Jahr 16 (27,12%), nach einem Jahr 17 (28,81%) und nach zwei Jahren 10 (18,87%) Füllungen. Entsprechend stieg die Anzahl der nach Korrektur akzeptablen Restaurationen von 5 (8,47%) auf 20 (33,90%) bzw. 38 (71,70%). Zwei frakturierte Amalgamfüllungen (3,39%) mussten zwischen der ersten und der zweiten Kontrolle erneuert werden und wurden daher zur 1-Jahres-Untersuchung mit Code 4 gewertet und danach ausgeschlossen.

Damit waren von den zur Abschlussuntersuchung noch zu kontrollierenden Füllungen 96,72% aus E/InT und 98,11% aus A/InT sowie alle aus Hybrisun und

Amalgam zu akzeptieren. Insgesamt gesehen wiesen die Restaurationen aus Hybrisun klinisch die besten Werte auf.

Tab. 15: Auswertung des Kriteriums Klinische Akzeptanz

Material	Excite/InTen-S						AdheSE/InTen-S					
Zeitpunkt	1/2 J.		1 J.		2 J.		1/2 J.		1 J.		2 J.	
Fllg. ges.	62	%	61	%	61	%	55	%	53	%	53	%
Code 0	34	54,84	20	32,79	13	21,31	26	47,27	18	33,96	5	9,43
1	23	37,10	25	40,98	33	54,10	16	29,09	23	43,40	34	64,15
2	5	8,06	16	26,23	13	21,31	13	23,64	12	22,64	13	24,53
3	0	0	0	0	2	3,28	0	0	0	0	1	1,89
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Material	Hybrisun						Amalcap Plus					
Zeitpunkt	1/2 J.		1 J.		2 J.		1/2 J.		1 J.		2 J.	
Fllg. ges.	57	%	57	%	56	%	59	%	59	%	53	%
Code 0	41	71,93	41	71,93	33	58,93	38	64,41	20	33,90	5	9,43
1	5	8,77	8	14,04	18	32,14	16	27,12	17	28,81	10	18,87
2	11	19,30	8	14,04	5	8,93	5	8,47	20	33,90	38	71,70
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0	0	0	2	3,39	0	0

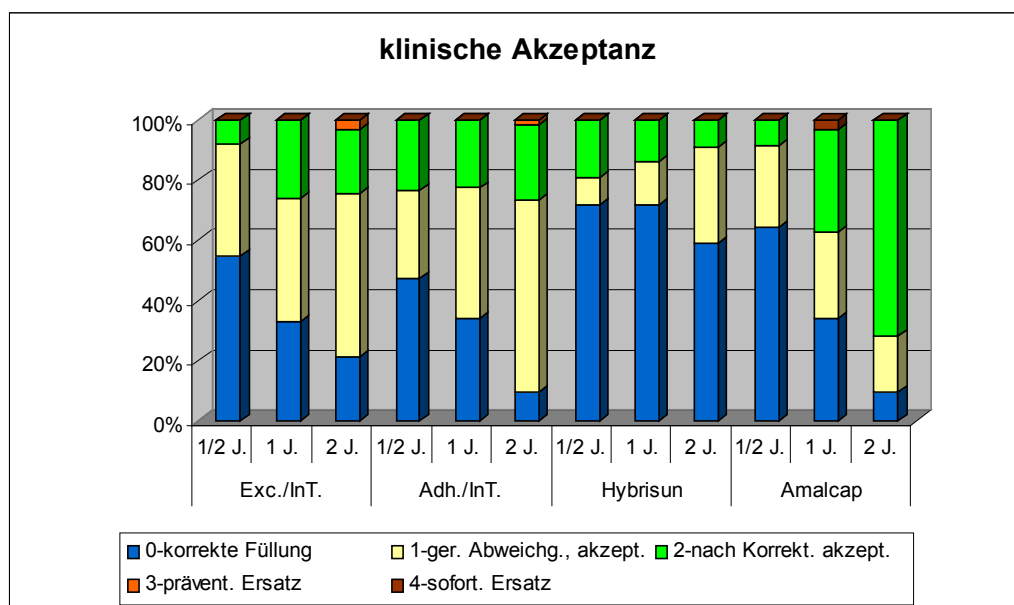


Abb. 18: Auswertung des Kriteriums Klinische Akzeptanz

Nach einem halben und einem Jahr unterschied sich nur Hybrisun gegenüber den anderen Materialien statistisch signifikant. Nach zwei Jahren erwiesen sich außer E/InT gegenüber A/InT alle Materialien als signifikant unterschiedlich. Fasst man die korrekten und die klinisch akzeptablen Füllungen (Code 0 und 1) zusammen, so ergibt sich zur Abschlussuntersuchung nach α -Adjustierung nur eine Signifikanz von

Amalcap Plus gegenüber den Kompositen. Diese unterscheiden sich untereinander nicht signifikant (Tab. 16). Im Gesamtverlauf verschlechterten sich alle Materialien signifikant ($p < 0,001$).

Tab. 16: Statistische Vergleiche bezüglich des Kriteriums Klinische Akzeptanz (signifikante Werte fett gedruckt)

klin. Akzept.	1/2 J.	1 J.	2 J.	2 J.#
E/InT - A/InT	0,062	0,915	0,382	0,929
E/InT - Hyb	0,001	< 0,001	< 0,001	0,039
E/InT - Am	0,563	0,268	< 0,001	< 0,001
A/InT - Hyb	0,010	< 0,001	< 0,001	0,028
A/InT - Am	0,060	0,184	< 0,001	< 0,001
Hyb - Am	0,016	< 0,001	< 0,001	< 0,001

E/InT- Excite mit InTen-S

A/InT- AdheSE mit InTen-S

Hyb - Hybrisun

Am - Amalcap Plus

- Code 0 und 1 zusammengefasst

4.9 Fotografische Dokumentation

Die Abb. 19 bis 33 zeigen die Entwicklung ausgewählter Füllungen zu den jeweiligen Untersuchungszeitpunkten.

Deutlich wird die gute Farbanpassung der beiden Komposite. Während die Hybrisun-Restaurationen bis zum Schluss ihren Glanz behielten, ist bei InTen-S im Laufe der Zeit teilweise eine feinkörnige matte Oberfläche sichtbar. Die z.T. tastbaren Ränder mit Stufenbildung, die zur Abwertung führten, sind auf den Abbildungen nicht zu erkennen, sondern nur durch Sondieren festzustellen. Bei der anschließenden Politur zur Glättung der Füllungsänder wurde ebenfalls der Oberflächenglanz wieder hergestellt.



Abb. 19: 14 om InTen-S mit AdheSE (½ Jahr)
Die Oberfläche zeigt sich noch glänzend.



Abb. 20: 14 om InTen-S mit AdheSE (1 Jahr)

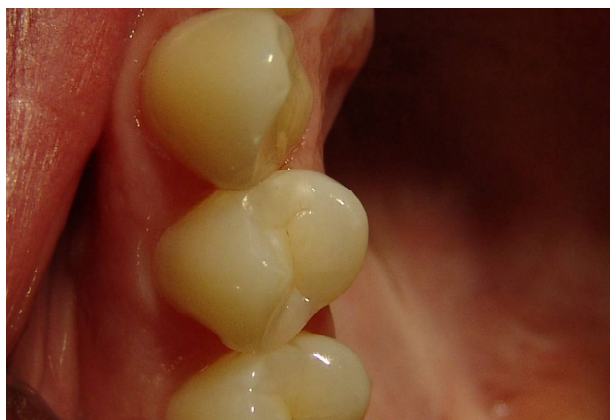


Abb. 21: 14 om InTen-S mit AdheSE (2 Jahre)
Deutlich matte Oberfläche wird sichtbar.



Abb. 22: 46 om Hybrisun (1/2 Jahr)



Abb. 23: 46 om Hybrisun (1 Jahr)



Abb. 24: 46 om Hybrisun (2 Jahre)

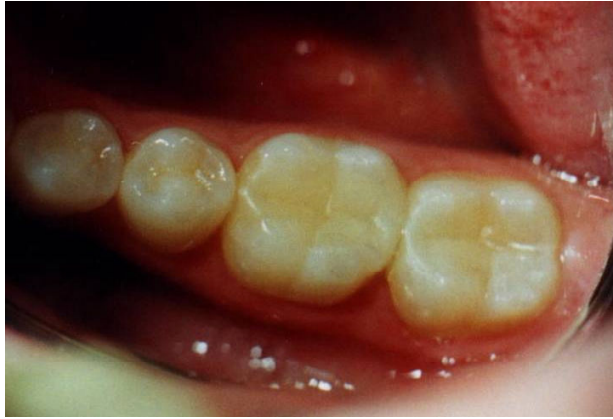


Abb. 25: 46 mod, 47 om InTen-S mit Excite
(1/2 Jahr)



Abb. 26: 46 mod, 47 om InTen-S mit Excite
(1 Jahr)

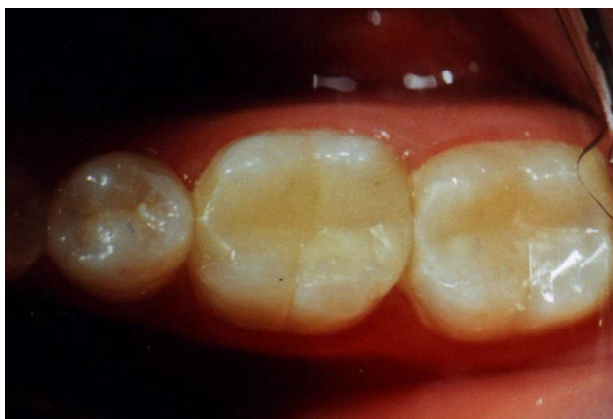


Abb. 27: 46 mod, 47 om InTen-S mit Excite
(2 Jahre)



Abb. 28: 35 od Hybrisun (1/2 Jahr)



Abb. 29: 35 od Hybrisun (1 Jahr)



Abb. 30: 35 od Hybrisun (2 Jahre)

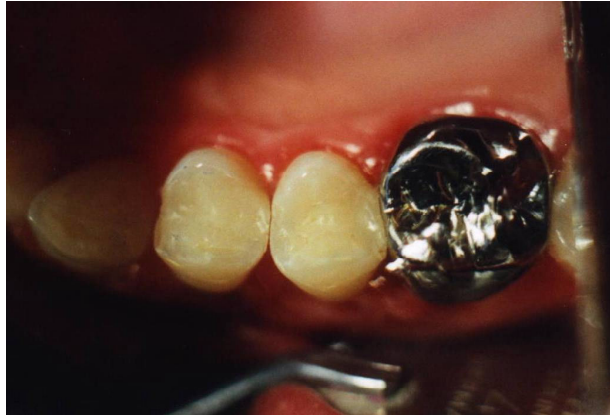


Abb. 31: 14 od InTen-S mit AdheSE, 15 od InTen-S mit Excite (1/2 Jahr)



Abb. 32: 14 od InTen-S mit AdheSE, 15 od InTen-S mit Excite (1 Jahr)

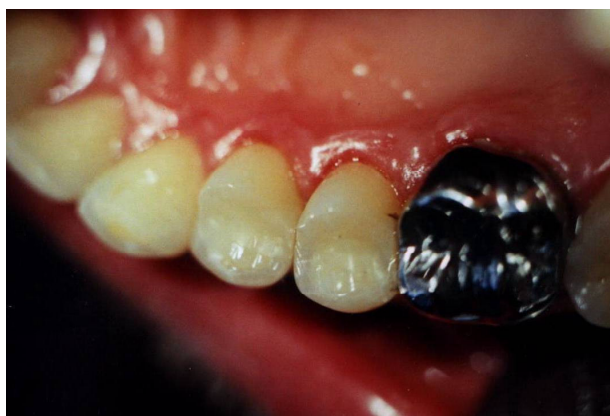


Abb. 33: 14 od InTen-S mit AdheSE, 15 od InTen-S mit Excite (2 Jahre)
Randverfärbung Code 2 distal an 15, matte Oberfläche besonders bei 14

5 Diskussion

5.1 Diskussion der Methoden

Bei neuen kariösen Läsionen erfolgte die Präparation für die Komposite möglichst substanzschonend und defektorientiert. Die Blackschen Regeln sind für diese Art der Füllungen heute nicht mehr gültig (Lutz et al., 1977; Boer, 1998; Frankenberger et al., 1998; Frankenberger, 2002a).

Für die Amalgamfüllungen wurde versucht, sofern die Kavitätenform nicht bereits durch vorhergehende Versorgungen festgelegt war, ebenfalls substanzschonend zu präparieren. Hoyer et al. (1992) erzielten damit bessere Ergebnisse als mit konventionell extendierten Restaurationen.

Der Schmelz wurde für die Komposite approximal angeschrägt, um an den schräg getroffenen Schmelzprismen ein optimales Ätzmuster und damit einen besseren Randschluss zu erzielen. Das entspricht den Angaben in der Literatur (Haller und Günther, 1998; Klaiber, 1998; Opdam et al., 1998; Hannig et al., 1999; Haller und Schuster, 2000; Haller und Blunck, 2003; Tay, 2003). Schmeiser und Hannig (1999) erreichten noch bessere Randverhältnisse mit der sonoabrasiven **Schmelzrandschrägung** mit Hilfe des Sonicsys micro-Systems (KaVo, Biberach) und einem hoch viskösen Hybridkomposit. Andere Autoren fanden keinen besseren Randschluss bei angeschrägten gegenüber nicht angeschrägten Rändern (Santini et al., 2004a) bzw. gute Ergebnisse auch ohne Anschrägung (Krejci et al., 1995a; Peschke et al., 2003).

Okklusal wurde in der vorliegenden Arbeit auf eine Schmelzrandschrägung verzichtet, um ein Abbrechen dünn auslaufender Füllungsråder zu vermeiden. Das steht in Einklang mit Hickel et al. (1994), Boer (1998), Klaiber (1998) und Ernst et al. (2003). Die Kanten wurden nur leicht gebrochen.

Da es sich ausschließlich um Klasse-II-Kavitäten handelte, wurden die Kompositfüllungen grundsätzlich unter **Kofferdam** gelegt. Das wird auch von der Mehrzahl der Autoren gefordert (z.B. Fritz, 1996; Frankenberger et al., 1997; Boer, 1998; Klaiber, 1998; Ernst et al., 2003; Peschke et al., 2003). Der Spanngummi gewährleistet nicht nur den Schutz vor einer Kontamination mit Speichel, Blut und Sulkusfluid, die die Haftung des Komposits beeinträchtigen würde, sondern schützt die Gingiva außerdem vor Säuren und Monomeren, die im nicht abgebundenen Zustand allergen wirken können (Hickel, 1997; Klaiber, 1998).

Als Pulpenschutz wurde bei tiefen Kavitäten ein Ca(OH)_2 -Präparat (Life, Kerr, oder Calxyl, OCO) angewendet und dieses zum Schutz vor Säureauswaschung mit einer Glasionomierzement-Unterfüllung (Ketac Bond, 3M Espe) überschichtet. Diese Vorgehensweise entspricht der Empfehlung der DGZMK (Staehle, 1999) und anderer Autoren (Krejci et al., 1995a; Klaiber, 1998; de Souza Costa et al., 2002; Hoyer und Glockmann, 2005). Die mögliche Gefährdung der Pulpa durch Diffusion von Säuren oder Monomeren bei sehr dünnen Restdentinschichten mit einer hohen Permeabilität wird dadurch vermieden. Außerdem bleibt bei einem evtl. Verlust der Füllung ein Schutz für die Pulpa erhalten, und bei einer notwendigen Entfernung der definitiven Restauration ist der Übergang Füllungsmaterial/Zahnhartsubstanz besser sichtbar. Bei größerer Dentindicke ist eine Unterfüllung nicht erforderlich, sondern es wird zur besseren Haftung die Einbeziehung einer möglichst großen Dentinoberfläche in den adhäsiven Verbund angestrebt (Frankenberger et al., 1998; Hannig und Bott, 1999; Lang et al., 2000).

Aus diesem Grund wird neuerdings auch die sog. indirekte Überkappung mit Bondingmaterialien empfohlen. Sie ist bei klinisch gesunder Pulpa und Anzeichen von Reizdentinbildung indiziert, wobei dafür die selbstätzenden Adhäsive der aggressiven Ätzung mit Phosphorsäure vorgezogen werden sollten (Haller und Blunck, 2003). Da das Problem der schwierigen Entfernbarekeit in diesem Fall allerdings bestehen bleibt (Krejci et al., 1995b), könnte hier eine deutlich andere Kompositfarbe verwendet werden.

In der Literatur wird auch die Frage nach der möglichen direkten Überkappung mit Bondingsystemen diskutiert, da hiermit tierexperimentell z.T. gute Ergebnisse erreicht wurden (Staehle, 1997). In einer Untersuchung von Dammaschke et al. (2003) wird aber deutlich, dass die für eine evtl. nachfolgende Pulpitis verantwortlichen Bakterien durch verschiedene Adhäsive auch mit Säureätzung nicht vollständig abgetötet werden, während Ca(OH)_2 bakterizid wirkt. Außerdem ist eine Schwächung der Immunabwehr der Pulpa durch Monomere möglich. Daher wird die direkte Überkappung mit Adhäsivsystemen nicht empfohlen (Haller und Blunck, 2003; Schmalz et al., 2005).

Diskutiert wird ebenfalls der Einfluss einer **Kavitätendesinfektion** auf den adhäsiven Verbund. Nach Ernst et al. (1999) beeinflussen Wasserstoffperoxid und Natriumhypochlorit die Haftung negativ, während Chlorhexidindiglukonat bei Totalätz-Präparaten zu keiner Beeinträchtigung führt. Letzteres gilt auch für

selbstätzende Adhäsive (Türkün et al., 2004). In der vorliegenden Arbeit wurde keines dieser Mittel verwendet, um den Randschluss nicht zu gefährden.

Eine gewisse desinfizierende Wirkung wurde für verschiedene Bondings der 5. Generation, speziell für Excite (Atac et al., 2001), und einige selbstätzende Primer nachgewiesen (Cehreli et al., 2003; Kneist und Glockmann, 2005). Neuerdings sind auch Adhäsive mit speziellen antibakteriellen Monomeren auf dem Markt (Schmalz et al., 2005).

Bei den verwendeten Dentinklebern **Excite** und **C-Prime S** handelt es sich um Einflaschen-TE-Adhäsive. Diese Materialgruppe gilt als besonders techniksensitiv in ihrer Verarbeitung (Lendenmann, 2002; Tay, 2003). Falls die optimale Ätzzeit von 15 s für das Dentin überschritten wird, resultiert das in langfristig schlechteren Haftwerten in vitro bzw. klinisch in Hypersensitivitäten und Randversagen (Frankenberger et al., 1998, 2004). Das Ätzel ist mindestens 15 s abzuspülen, um die entstandenen Präzipitate ebenfalls zu entfernen (Haller und Blunck, 2003).

Die Verarbeitung sollte sich an der Art des jeweiligen **Lösungsmittels** orientieren. Während früher die unbedingte Trocknung der Kavität gefordert wurde, stellte Kanca (1992) fest, dass bei Verwendung eines azetonhaltigen Bondings die Haftkraft an feuchtem Dentin in vitro höher war als an trockenem. Inzwischen ist bekannt, dass das Dentin für eine optimale Haftung dieser Adhäsive feucht sein muss (sog. „Moist-Bonding“). Bei Übertrocknung, die zu einem Kollabieren der kollagenen Fasern führt, sollte es wieder angefeuchtet werden, sonst ist eine insuffiziente Hybridschicht die Folge (Gwinnett et al., 1996). Wässrige Primer-Bonding-Gemische wie C-Prime-S ermöglichen dagegen dieses „Rewetting“, so dass das kollagene Netzwerk besser aufnahmefähig für den Primer wird. Allerdings gestaltet sich die Trocknung schwieriger, so dass es zu einem so genannten „Overwetting“ mit Herabsetzung der Haftfestigkeit infolge der Einlagerung von Wasserbläschen in die Hybridschicht kommen kann (Wei et al., 1996; Haller und Fritzenschaft, 1999; Rathke, 2002). Azetonhaltige Lösungen zeigen diesen Nachteil wegen der hohen Flüchtigkeit nicht (Frankenberger, 2002a; Frankenberger et al., 2004). Auf Ethanol basierende Adhäsive liegen in ihren Eigenschaften je nach Konzentration des Lösungsmittels zwischen den beiden oben genannten (Manhart et al., 2000b; Ernst, 2001; Perdigao und Frankenberger, 2001; Haller und Blunck, 2003). Nach einer Untersuchung von Perdigao et al. (2002) könnte die klinische Bedeutung des Feuchtigkeitsgrades der

Dentinoberfläche allerdings geringer sein als nach In-vitro-Studien bisher angenommen.

Excite enthält als Lösungsmittel Ethanol und verhält sich in vitro ähnlich wie azetonhaltige Primer (Perdigao und Frankenberger, 2001). Es war also wichtig, auf eine feuchte Dentinoberfläche zu achten.

Die SE-Primer wie **AdheSE** basieren auf wässrigen Lösungen, um die Dissoziation der Säure zu ermöglichen. Da bei ihnen aber das vorherige Ätzen, Spülen und Trocknen entfällt, besteht die oben genannte Problematik hier nicht (Tay und Pashley, 2001). Ein experimentelles SE-Adhäsiv zeigte in vitro bei Dry- und Moist-Bonding nahezu identische Verbundfestigkeiten (Haller und Fritzenschaft, 1999). Es wird jedoch auch diskutiert, dass es bei hohem Wassergehalt des Primers zu einer ungenügenden Polymerisation der Monomere und Wassereinlagerung in die Hybridschicht wie beim Overwetting kommen kann (Kaaden et al., 2002).

Um die Wirkung des Primers zu optimieren, sollte dieser mindestens 30 s in das Dentin (Haller und Blunck, 2003), jedoch keinesfalls in den vorher geätzten Schmelz, einmassiert werden. Das würde das empfindliche Schmelzätzungsmuster wieder zerstören (Frankenberger et al., 1997; Ernst, 2001). Die Bondings dürfen nur sanft verblasen werden, da bei einer zu starken Ausdünnung aufgrund der oberflächlichen Sauerstoffinhibitionsschicht von ca. 15 µm keine optimale Haftung mehr möglich ist (Erickson, 1994; Rathke, 2002). Zur Stabilisierung der Adhäsivschicht muss diese polymerisiert werden (Erickson, 1994; Ernst, 2001; Haller und Blunck, 2003). Die gewissenhafte Vorgehensweise bei der Applikation der Bondingmaterialien ist von besonderer Bedeutung für die spätere Festigkeit, wie Ciucchi et al. (1997) in einem umfangreichen Test mit 92 Zahnärzten nachweisen konnten. Eine ähnliche Untersuchung führten Jacobsen et al. (2003) durch, wobei sich die hohe Techniksensitivität der TE-Adhäsive bestätigte.

Wie vom Hersteller empfohlen, wurde C-Prime-S zweimal aufgetragen und polymerisiert. Bei Excite ist nach Gebrauchsanweisung nur eine Schicht erforderlich. Hierbei handelt es sich um ein gefülltes Adhäsiv. Diese Präparate bilden aufgrund ihres Füllstoffgehaltes eine dickere elastische Schicht, die die Spannungen durch die Polymerisation und spätere thermische Belastung möglicherweise besser auffängt, was zu höheren Haftwerten und Randqualitäten führen soll (Blunck und Roulet, 1997; Ernst, 2001; Kaaden et al., 2002). Es liegen allerdings auch Befunde vor, die

dies nicht bestätigen konnten (Frankenberger, 2002a). Ein Vorteil der gefüllten Bondings ist außerdem ihre Röntgensichtbarkeit und die dadurch mögliche Abgrenzung zur Sekundärkaries (Ernst, 2001).

Ebenfalls diskutiert wird die Applikation einer dünnen Schicht **Flow-Komposit** zur besseren Adaptation und als Stressbrecher unter der eigentlichen Füllung. Während viele Autoren das befürworten (Klaiber, 1998; Ernst et al., 2002; Rathke, 2002; Fabianelli et al., 2003a; Friedrich, 2003; Attar et al., 2004; Szep, 2004), äußern andere Zweifel an einem dadurch verbesserten Randschluss (Frankenberger, 2002b; Chuang et al., 2003; Haak et al., 2003; Miguez et al., 2004; Ferracane, 2005). Bei gefüllten Adhäsiven ist jedoch mit dieser Technik keine zusätzliche Qualitätsverbesserung zu erzielen, und es besteht die Gefahr der Überschussbildung (Frankenberger et al., 1999a).

Entscheidend für den Erfolg einer direkten Kompositrestauration ist das dichte Anlegen und Verkeilen der **Matrize**. Dabei ist die Art der Matrize sowohl bezüglich des zervikalen Randes (Opdam und Roeters, 1996; Haller und Günther, 1998; Szep, 2004) als auch des Approximalkontakts (Bagby et al., 2000) weniger von Bedeutung. Andere Autoren fanden dagegen bei Metallmatrizen weniger approximale Überschüsse gegenüber transparenten Bändern (Ciucchi et al., 1990; Mülleijans et al., 2003). Peumans et al. (2001) erzielten in vitro die besten approximalen Kontakte mit konturierten Sektionalmatrizen aus Stahl.

Ernst et al. (2002, 2004a) stellten fest, dass die Matrize erst nach dem Bonden angelegt werden sollte, da anderenfalls die Verteilung des Adhäsivs bzw. das Verblasen des Lösungsmittels Wasser in engen approximalen Kästen schwierig ist und durch die Haftung des Bondings an der Matrize der C-Faktor ungünstig beeinflusst wird.

Aufgrund seiner hohen Viskosität war die Kontaktpunktgestaltung mit InTen-S relativ einfach. Aber auch mit Hybrisun konnten mit der oben beschriebenen Technik straffe Kontakte erzielt werden. Nach Peumans et al. (2001) haben kondensierbare Komposite in dieser Beziehung keinen Vorteil, sondern der Erfolg hängt mehr vom Anwender ab.

In der Literatur wird über frühere Studien berichtet, bei denen noch eine Umhärtung mit transparenten Matrizen und lichtleitenden Keilen angewandt wurde (Fritz, 1996;

Nordbø et al., 1998), da irrtümlich davon ausgegangen wurde, dass die Komposite in Richtung zur Lichtquelle schrumpfen. Diese Annahme wurde inzwischen widerlegt (Versluis et al., 1998) und man ist von dieser Technik abgekommen, weil dadurch keine bessere Randadaptation erzielt werden konnte (Ciucchi et al., 1990). Es wird aber, besonders bei der Polymerisation von okklusal, eine **schichtweise Füllung** gefordert (Miguez et al., 2004), wobei die einzelnen Portionen eine möglichst große freie Oberfläche haben sollen, so dass bei der Aushärtung Material nachfließen kann (Klaiber, 1998; Haller und Schuster, 2000; Ferracane, 2005). Dadurch soll der Schrumpfstress den adhäsiven Verbund zum Dentin weniger belasten (Rathke, 2002). Ein Maß dafür ist der **C-Faktor**, das Verhältnis von gebundener zu freier Fläche in der Kavität. Ist dieser niedrig, so ist das ein Zeichen für einen geringen Schrumpfstress (Nordbø et al., 1998). Loguercio et al. (2004a) wiesen in vitro bei einem hohen C-Faktor eine erhöhte Schrumpfung nach.

Einige Autoren bezweifeln allerdings, dass die Auswirkungen der Schrumpfung wie Haftungsverlust und Spaltbildung durch die Art der Füllungstechnik zu beeinflussen sind (Opdam und Roeters, 1996; Yoshikawa et al., 2001a; Ernst et al., 2004b; Loguercio et al., 2004a, 2004b).

Die einzelnen Kompositschichten sollen nicht dicker als 2 mm sein, und die Lichtquelle dicht an die Materialoberfläche gehalten werden, um eine möglichst vollständige Polymerisation zu erzielen. Eine ungenügende Härtung äußert sich u.a. in reduzierten physikalischen Eigenschaften und einer stärkeren Verfärbungstendenz (Danesh et al., 2001). Nach Ernst et al. (2000) werden aber selbst bei noch dünneren Schichten nur Durchhärtungsraten von 80% erreicht, da das Lichtaustrittsfenster bei angelegter Metallmatrize nicht in die Tiefe des approximalen Kastens geführt werden kann. Daher ist es notwendig, nach Abnahme der Matrize zusätzlich von vestibulär und oral zu polymerisieren.

Entscheidend für einen ausreichenden **Polymerisationsgrad** ist die Belichtungs-dosis, die für übliche Komposite pro Schicht mindestens 16.000 mWs/cm² betragen soll (Koran und Kürschner, 1998). Das kann mit einer geringeren Intensität über eine längere Zeit, z.B. 40 s mit 400 mW/cm², oder mit höherer Intensität schneller erfolgen, wobei im ersten Fall der Schrumpfstress geringer ausfällt. Nach Hickel (1997), Mehl et al. (1997), Koran und Kürschner (1998), Kunzelmann et al. (2000), Yoshikawa et al. (2000, 2001b) sowie Hofmann et al. (2003) führt die

Softstart-Polymerisation zu besseren Randverhältnissen bzw. geringerer Kontraktion. Bei hoher Lichtintensität bereits zu Beginn der Härtung kommt es zu einem höheren Stress (Ilie et al., 2005) bzw. vermehrten Randspalten (Hickel, 1997; Yoshikawa et al., 2001a). Calheiros et al. (2004) wiesen eine direkte Beziehung zwischen Schrumpfstress und Mikroleakage in vitro nach. Es wird eine hohe Spannung im Material aufgebaut, die durch mangelndes Nachfließen aufgrund der schnell zunehmenden Viskosität einen Abriss des Komposits von der Kavitätenwand zur Folge hat (Danesh et al., 2001; Soltesz und Koplin, 2004). Die Mikrozugfestigkeit steht besonders für **InTen-S** in indirekter Korrelation zum Schrumpfstress, während für andere Materialien diese Abhängigkeit nicht nachgewiesen werden konnte (Ilie et al., 2003).

Falls die Haftkraft des Bondings größer ist als die durch die Schrumpfung verursachte Kraft, kann es auch zu Rissen im Füllungsmaterial, Schmelz bzw. Dentin oder Höckerdeformationen, besonders bei großen Kavitäten, kommen (Suliman et al., 1993; Tantbirojn et al., 2004; Versluis et al., 2004).

Die stopfbaren Komposite entwickeln aufgrund ihrer Viskosität einen höheren Kontraktionsstress als die klassischen Hybridkomposite (Chen et al., 2001a). InTen-S zeigt wegen seiner besonderen Zusammensetzung dagegen in vitro eine deutlich niedrigere Schrumpfung und einen geringeren Stress (Lendenmann, 2001; Hofmann et al., 2003; Ernst et al., 2004b; Yap und Soh, 2004). Letzterer ist wiederum beim Softstart-Modus (PUL) der Polymerisationslampe Astralis 10 kleiner als beim HIP-Modus (Ilie et al., 2005). Obwohl die Randqualität (Blunck und Roulet, 2001) und der Polymerisationsgrad (Yap et al., 2003) von InTen-S in vitro bei 10 s Härtung mit dem HIP-Programm signifikant schlechter waren als bei 40 s mit einer konventionellen Lampe, ergaben sich mit der hohen Intensität ähnlich gute Randverhältnisse im Vergleich zu Tetric Ceram, das 20 s mit 650 mW/cm² polymerisiert wurde (Lendenmann, 2001). In einer anderen In-vitro-Studie mit einer sehr großen Anzahl von Temperaturwechselzyklen zeigte sich bezüglich des Randspalts bei InTen-S kein signifikanter Unterschied zwischen den verschiedenen Polymerisationsarten (Santini und Milia, 2004).

InTen-S wurde in der vorliegenden Arbeit mit dem HIP-Modus gehärtet. Für Hybrisun wurde das für übliche Komposite empfohlene PUL-Programm über eine Dauer von 40 Sekunden verwendet.

Ein Problem der Hochleistungslampen besteht in der höheren **Wärmeentwicklung**. Die bei der Polymerisation von Kompositen ohnehin entstehende Reaktionswärme wird durch die hohe Intensität der Lampen noch verstärkt. Dabei können z.T. weitaus höhere Temperaturen erreicht werden als die für eine irreversible Pulpaschädigung als kritisch angesehenen 42,5°C (Hannig und Bott, 1999; Hofmann et al. 2003; Stewardson et al., 2004). Kleverlaan und de Gee (2004) fanden in vitro bei der Härtung von InTen-S mit dem HIP-Modus der Astralis 10 eine Erhöhung um 14,2°C. Die klinischen Folgen scheinen aber weniger schwerwiegend zu sein, da das Dentin die Pulpa schützt und die Hitzeeinwirkung durch die Flüssigkeitsbewegung in den Dentintubuli sowie die Blutzirkulation im Pulpenkavum und Parodontalgewebe schnell abgeleitet wird. Trotzdem wird gefordert, zur Sicherheit die hohen Intensitäten nur kurz einwirken zu lassen, bei tiefen Kavitäten eine isolierende Unterfüllung zu legen und das Adhäsiv mit niedriger Leistung zu härten.

Da die Plaqueanlagerung materialbedingt bei Kompositen größer ist als bei Amalgam (Staehle, 1997), ist eine besonders sorgfältige Ausarbeitung und **Politur** erforderlich. Nach Rzanny et al. (2003) führen Diamantschleifer zu rauerer Oberflächen als Hartmetallfräser, die allerdings einen höheren Zeitaufwand erfordern. Jung et al. (2002) stellten bei der Politur mit Filz- und Silikonpolierern, Bürstchen sowie Poliergel keine signifikanten Unterschiede in der Rautiefe fest. In der vorliegenden Arbeit wurden Feinkorndiamanten nur zur groben Ausarbeitung und Vorkontaktentfernung benutzt. Das war vor allem bei InTen-S notwendig, das nach der Polymerisation eine zerklüftete Oberfläche zeigte. Die Politur erfolgte dann mit 30-schneidigen Hartmetallfinierern und den vom Hersteller empfohlenen Kautschukpolierern. Mit dem verwendeten Astropol-System wurde auch in vitro bei verschiedenen Materialien eine gute Oberflächenqualität erzielt (Lendenmann, 2004; Gedik et al., 2005).

Hybrisun ließ sich deutlich leichter und schneller polieren. Der gegenüber InTen-S höhere Zeitaufwand bei der Polymerisation wurde so wieder ausgeglichen.

Zur approximalen Glättung dienten Epitex-Polierstreifen, deren Anwendung sich aufgrund der schlechten Zugänglichkeit oft schwierig gestaltete. Es gibt jedoch keine Alternative zu diesem Vorgehen in der geschlossenen Zahnreihe (Schmeiser und Hannig, 1999).

Bei Amalgam ist die Politur außer zur Verminderung der Plaqueadhäsion besonders zur Minimierung der Quecksilberfreisetzung von Bedeutung (Weiland und Nossek, 1991; Neveu-Rosenstand und Holz, 1994; Edelmann, 2002).

Um Vorkontakte mit ihren langfristigen Folgeschäden zu vermeiden (Ernst, 2001), wurde abschließend mit Shimstockfolie überprüft, ob die Okklusion auf dem gefüllten Zahn und den Nachbarzähnen gleichmäßig erfolgt.

Falls bei den Kontrolluntersuchungen Mängel zu verzeichnen waren, wurden diese wie mehrfach gefordert (Hoyer et al., 1992; Edelmann, 2002; Voigtsberger 2002; Kamann, 2003) soweit möglich durch Nachpolitur beseitigt, um Prädilektionsstellen für die Plaqueanlagerung zu vermeiden und so die Qualität zu erhalten.

Die Bewertung der Füllungsqualität nach den **CPM-Kriterien** hat sich sowohl für Amalgam- (Kosa et al., 1991; Hoyer et al., 1992) als auch für Kompositfüllungen (Hoyer et al., 1993; Langer, 1996; Montag et al., 1998; Gängler und Kamann, 1999; Gängler et al., 2001) bewährt. Die in der Literatur häufig verwendeten USPHS-Kriterien erscheinen zu wenig differenziert (Krejci et al., 1995a; Fritz, 1996), Modifikationen davon, z.B. nach Ryge (1980) und Dünninger et al. (1991), bezüglich des Randschlusses zu allgemein gehalten bzw. zu unübersichtlich und für die Praxis mit zu hohem Aufwand verbunden. Lutz et al. (1977) entwickelten die Wertungsmaßstäbe für die Kontrolle von Frontzahnfüllungen weiter, beließen sie aber rein qualitativ. Bei den CPM-Kriterien ist jedoch durch die Drittelung des Füllungsrandes eine semiquantitative Aussage möglich. Unabhängig von der Bewertung einzelner Merkmale der Füllung erfolgt die Beurteilung der klinischen Akzeptanz als wichtigstes Kriterium für den Praktiker.

In der vorliegenden Arbeit wurden die C-Kriterien wie auch von anderen Autoren (Schuster et al., 1997; Häfer und Merte 2001) etwas modifiziert angewendet. Eine raue Oberfläche war im Gegensatz zu früheren Untersuchungen, die oft noch Makrofüller-Komposite oder klassische Hybride betrafen, bei modernen Feinpartikelhybridkompositen weniger zu erwarten. Es erschien aber zur besseren Differenzierung der verschiedenen Materialien eine Unterscheidung zwischen „feinkörnig“ und „grobkörnig“ angebracht, was sich im Verlauf der Studie auch bewährt hat.

Das Kriterium „Anatomische Form“ wurde etwas vereinfacht. Die Bewertung der Umrissgestaltung ist heute nur noch von untergeordneter Bedeutung, weil sich die

Präparationsform nicht mehr nach den Blackschen Regeln, sondern nach dem kariösen Defekt richtet. Ähnlich wurde beim Merkmal „Farbe“ verfahren, da es sich um Seitenzahnfüllungen handelte, die zum großen Teil im nicht sichtbaren Bereich lagen, und ebenfalls kaum Veränderungen erwarten ließen. Hickel (1997) empfiehlt sogar, bewusst auf eine optimale Farbanpassung zu verzichten, um die Überschussbeseitigung und Erkennbarkeit bei einer notwendigen Entfernung zu erleichtern.

Das Kriterium „Verfärbung des Füllungsrandes“ wurde bei allen untersuchten Materialien bewertet, obwohl bei Amalgam keine Verfärbungen zu erwarten waren, aber dadurch eine mögliche Sekundärkaries festgehalten werden konnte. Kosa et al. (1991) und Hoyer et al. (1992) beurteilten Amalgamfüllungen ebenfalls auf diese Weise.

Bei einigen Patienten wurden aus anderen Indikationen im Laufe der Untersuchung Röntgenaufnahmen angefertigt. Falls diese für die kontrollierten Füllungen von Aussagekraft waren, wurden sie mit ausgewertet. Auf eine systematische Röntgenkontrolle wurde aus ethischen Gründen verzichtet. Gängler et al. (2001) fertigten bei ihrer 10jährigen Langzeitstudie Bissflügelaufnahmen erst nach 5 bzw. 10 Jahren an.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

5.2.1 Allgemeines

Die in der Literatur vorhandenen **klinischen Studien** über Füllungsmaterialien sind schwer miteinander vergleichbar, da sie meist keine einheitlichen Ausgangsbedingungen, Verarbeitungsmodalitäten und Bewertungskriterien aufweisen sowie verschiedene Materialien betreffen (Fritz, 1996; Nordbø et al., 1998; Manhart et al., 2004).

Manhart et al. veröffentlichten 2004 eine umfassende Meta-Analyse über das klinische Verhalten von Seitenzahnrestorationen, indem sie u.a. zu Amalgam- und direkten Kompositfüllungen über 90 Studien auswerteten. Sie führten sowohl Querschnitts- als auch Longitudinalstudien an, die sich mindestens über zwei Jahre, z.T. aber bis zu 20 Jahren erstreckten. Die jährliche Verlustrate lag bei 0 bis 7% für Amalgamfüllungen (durchschnittlich 3%), wobei gamma-2-freie Amalgame besser

abschnitten als gamma-2-haltige, und 0 bis 9% für direkte Kompositrestaurationen (durchschnittlich 2,2%), abhängig von der Art und Dauer der Studie. Untersuchungen, die vor 1990 veröffentlicht wurden, zeigten hierbei schlechtere Ergebnisse als spätere Publikationen. Bei Querschnittsstudien, die eher die Situation in der täglichen Praxis reflektieren, wurden deutlich höhere Verlustraten gefunden als bei klinisch kontrollierten Langzeitstudien. Bei Ersteren schnitten Amalgamfüllungen besser ab als solche aus Kompositen, unter den optimalen Bedingungen der Klinik war es umgekehrt. Die Autoren unterschieden nach frühen und späten Verlusten. Nach Wochen bis einigen Monaten machen sich Verarbeitungsfehler bemerkbar, während Versagen nach einigen Jahren zu einem großen Teil auf die Materialeigenschaften zurückzuführen ist.

Die häufigsten Gründe für den Ersatz von Amalgamfüllungen sind Sekundärkaries, Frakturen, Dimensionsprobleme und Randunregelmäßigkeiten (Manhart et al., 2003b). Bei Kompositen kommen als Ursachen noch Verschleiß und Randverfärbung hinzu (Manhart et al., 2003a). Die hohe Inzidenz der Sekundärkaries führen die Autoren auf die unzureichenden Eigenschaften der älteren Bondings zurück. Trotz der Verbesserungen auf diesem Gebiet ist aber eine perfekte marginale Abdichtung im Dentinbereich noch nicht erreichbar (Manhart et al., 2004).

Weitere mittel- oder langfristige klinische Studien bzw. Übersichtsarbeiten liegen u.a. von Kosa et al. (1991), Hoyer et al. (1992), Barbakow et al. (1994), Pilz et al. (1994), Setcos (1995), Langer (1996), Downer et al. (1999), Gängler und Kamann (1999), Bronkhorst et al. (2000), Mjör et al. (2000) und Opdam et al. (2004) vor.

Kosa et al. (1991) untersuchten in einer Querschnittsstudie die Qualität von Füllungen aus einem konventionellen Amalgam mit einem Alter von durchschnittlich 10 Jahren und diagnostizierten besonders bei den über 10-jährigen Restaurationen vermehrte Korrosion und Sekundärkaries. Von diesen waren aber nach dem CPM-Index noch insgesamt 63% akzeptabel bzw. korrigierbar. Nach den gleichen Kriterien fanden Hoyer et al. (1992) in einer 3-jährigen Longitudinalstudie noch 91% graze Amalgamfüllungen akzeptabel bzw. korrigierbar.

Gängler und Kamann kontrollierten 1999 retrospektiv 1978 bis 1980 bei 103 Patienten gelegte Klasse-I- und II-Füllungen aus selbsthärtenden Makrofüllern nach dem CPM-Index und fanden noch 16 Restaurationen in situ, 12 davon akzeptabel.

Allerdings zeigten alle eine durch starken Verschleiß bedingte ungenügende anatomische Form und Oberfläche.

Pilz et al. (1994) verglichen in einer 6-jährigen prospektiven Studie Visio-Molar mit Amalgam in Klasse-I-Kavitäten und fanden schlechtere Randverhältnisse und vermehrte Verfärbungen für das Komposit. Setcos (1995) beobachtete in einer ähnlichen 5-jährigen Arbeit das mikrogefüllte Heliomolar radiopaque und Amalgam in schmelzbegrenzten ein- und mehrflächigen Seitenzahnkavitäten, wobei beide Materialien etwa gleich gut abschnitten.

Bronkhorst et al. (2000) untersuchten in einer 3-jährigen Querschnittsstudie im Jahr 1993 in niederländischen Praxen gelegte Seitenzahnfüllungen und fanden für Komposite ein geringeres durchschnittliches Verlustrisiko als für Amalgam. Mjör et al. (2000) wiesen dagegen in einer ähnlichen Untersuchung in Norwegen eine mittlere Haltbarkeitsdauer von 10 Jahren bei Amalgam und 8 Jahren bei Kompositen in Klasse-I- und II-Kavitäten nach. Downer et al. (1999) stellten in einer Übersichtsarbeit über das Verhalten verschiedener Füllmaterialien im Seitenzahnbereich einschließlich Gold-Inlays eine Haltbarkeit von 10 bis 20 Jahren für 50% der Restaurationen mit großen Abweichungen zwischen den einzelnen Studien fest.

Barbakow et al. (1994) berichten in einer kritischen Übersichtsarbeit zu Amalgam über eine mittlere Lebensdauer von 4 bis 8 Jahren und einen hohen Prozentsatz von Sekundärkaries, was sie überwiegend auf behandler- sowie patienten- und weniger auf materialbedingte Ursachen zurückführen. Ähnlich sieht dies Mair (1998), der in einer Longitudinalstudie über 10 Jahre unter strengen klinischen Bedingungen keine korrosionsbedingten Verluste fand, obwohl auch bei hochkupferhaltigen Amalgamen nach 5 Jahren Anzeichen von Korrosion auftraten. Erstaunlicherweise war in dieser Arbeit bei einem niedrig gefüllten Makrofüller-Komposit nur eine geringfügige dem Amalgam ähnliche Abrasion nachzuweisen.

Opdam et al. veröffentlichten 2004 eine Fünf-Jahres-Studie über posteriore Restaurationen aus einem hoch gefüllten Hybridkomposit, die von Studenten gelegt worden waren. Dabei lag die Überlebensrate nach 5 Jahren bei 87%, 80% waren klinisch akzeptabel.

Bezüglich der klinischen Effektivität verschiedener Adhäsive in nichtkariösen zervikalen Läsionen zeigt eine Übersichtsarbeit von Peumans et al. (2005) die

Überlegenheit von Mehrschritt-TE- und -SE-Bondings (einschl. AdheSE) gegenüber Einfaschen-TE- und All-in-one-Präparaten.

In der vorliegenden Arbeit kam es zu zwei **Verlusten** durch frakturierte Amalgamfüllungen innerhalb der zweijährigen Beobachtungszeit. Das entspricht einer Ausfallquote von 3,4% (1,7% /J.) und somit der von der ADA geforderten Limitierung auf 5% nach zwei Jahren.

Drei Patienten mit Restaurationen aus Excite/InTen-S ohne vorherige Caries profunda klagten über eine postoperative **Hypersensibilität**. Bei zwei von ihnen traten die Beschwerden nur kurzfristig auf, bei einer Patientin bestand jedoch über einige Monate ein Aufbissschmerz, so dass die Füllung erneuert werden musste. Das entspricht einer Verlustrate von 1,6% im ersten Jahr. Nicht auszuschließen ist, dass die Ursache in einer ungenügenden Versiegelung des Dentins infolge eines Applikationsfehlers liegt. In diesem Fall kann es nach dem Legen der Füllung bei Belastung zu Flüssigkeitsverschiebungen zwischen Dentin und Adhäsiv kommen, die innerhalb der Dentinkanälchen weitergeleitet werden und zu den typischen Beschwerden führen (Rathke, 2002; Haller und Blunck, 2003; Schmalz et al., 2005). Besonders die Einfaschen-TE-Bondings bergen diese Gefahr, da zum einen die die Dentintubuli schützende Schmierschicht entfernt wird und zum anderen bei ungünstigen Feuchtigkeitsverhältnissen der Dentinoberfläche das Primer-Adhäsiv nicht in der Lage ist, eine ausreichende Hybridschicht auszubilden (Tay, 2003). In der Literatur wird über postoperative Sensitivitäten berichtet, die für Excite etwas höher liegen als für ein Mehrschrittbonding, aber meist reversibel sind (Prati et al., 2000). Die frühere Auffassung, dass die toxische Wirkung der Adhäsive für derartige Beschwerden verantwortlich ist, wird heute nicht mehr geteilt (Ernst, 2001), obwohl in vitro zytotoxische Effekte auf die Pulpa besonders bei ungenügender Polymerisation der Bondings nachgewiesen wurden (Chen et al., 2001b, 2003).

Von den Hypersensibilitäten abzugrenzen ist der pulpitische Spontanschmerz, der überwiegend durch eine Bakterieninvasion durch Randspalten verursacht wird und später auftritt (Camps et al., 2000; Rathke, 2002). Dieser wurde in der vorliegenden Untersuchung nicht beobachtet.

In einer multizentrischen Studie mit InTen-S und Excite waren nach 12 Monaten keine postoperativen Sensitivitäten zu verzeichnen, allerdings musste in einer Studie 1% der Füllungen wegen Pulpitis ersetzt werden (Lendenmann, 2005).

Nach Erneuerung der E/InT-Füllung wegen anhaltender Hypersensibilität war die betreffende Patientin beschwerdefrei.

Außer drei InTen-S-Versorgungen, die aus präventiven Gründen ersetzt bzw. repariert werden sollten, waren zur Abschlussuntersuchung alle Restaurationen klinisch akzeptabel, z.T. nach Korrektur, (98,7%). Es trat keine Sekundärkaries auf. Die Recallquote von 97,9% nach einem und 95,7% nach zwei Jahren ist sehr gut. Andere Autoren berichten über Quoten zwischen 86 und 89% nach zwei (Kwiatkowski, 2000; Friedrich, 2003) bzw. 35 und 51% nach fünf Jahren (Langer, 1996; Gängler et al., 2001).

5.2.2 Oberflächenqualität

Die Oberflächenqualität aller Materialien veränderte sich im Laufe der Untersuchung signifikant gegenüber der Baseline. Dabei zeigte das Mikrohybridkomposit Hybrisun mit einer glatten und glänzenden Oberfläche bei über 96% der Füllungen nach einem und über 80% nach zwei Jahren gegenüber den anderen Materialien die signifikant besten Ergebnisse. Das ist mit seiner Füllkörperverteilung zu erklären. Nach Herstellerinformationen beträgt bei einer durchschnittlichen Teilchengröße von 0,7 µm der maximale Wert 1,5 µm, über 82% der Partikel sind kleiner als 1 µm. Das entspricht der Größenordnung des sichtbaren Lichts (0,80 - 0,35 µm), wodurch der Effekt der Opaleszenz, d.h. des schmelzähnlichen Aussehens, entsteht (Neumann, 1995, 2005). Nach Rzanny et al. (2003) ist diese Teilchengröße auch Voraussetzung für eine optimale Oberflächenqualität. Die Autoren fanden in vitro nach der Politur bei Feinpartikelhybridkompositen ebenfalls geringere Rauigkeiten als bei stopfbaren Kompositen. Manhart et al. (2000a) stellten fest, dass für den Verschleiß nicht die durchschnittliche Füllergöße entscheidend ist, sondern der Durchmesser der größten Partikel. Kwiatkowski (2000) fand in einer Untersuchung von Frontzahnfüllungen aus Hybrisun nach den USPHS-Kriterien nach zwei Jahren sogar zu 96,2% glatte Oberflächen.

InTen-S liegt bei In-vitro-Untersuchungen nach Politur mit dem Astropol-System bezüglich der Oberflächenrauigkeit und des Oberflächenglanzes im Mittelfeld verschiedener Hybrid-Komposite, aber ungünstiger als das inhomogene Mikrofüller-Komposit Heliomolar (Lendenmann, 2004). In der vorliegenden Studie haben nach einem Jahr schon fast die Hälfte, nach zwei Jahren noch weit mehr (57,4% E/InT bzw. 64,2% A/InT) der InTen-S-Füllungen eine feinkörnige Oberfläche. Bei der Füllkörpergröße von bis zu 7 µm ist das verständlich.

Grobkörnig raue Oberflächen kamen bei Hybrisun nicht und bei InTen-S nach zwei Jahren nur selten (8,2 bzw. 7,6%) vor, im Gegensatz zu Studien von Langer (1996) mit 91,2% und Gängler et al. (2001) mit 100% rauen Oberflächen bei dem klassischen Hybrid Visio-Molar radiopaque zum gleichen Zeitpunkt. Dabei wurde jedoch nach dem ursprünglichen CPM-Index nicht zwischen „feinkörnig“ und „grobkörnig“ differenziert, insofern sind die Ergebnisse nur bedingt vergleichbar. Es wird aber deutlich, dass die Oberflächenqualität stark vom jeweiligen Material abhängig ist.

Die aufgetretenen vereinzelt Porositäten entstanden vermutlich aus verarbeitungsbedingt eingeschlossenen Luftblasen, die durch den Gebrauch freigelegt wurden. Diese ließen sich jedoch bei den Nachkontrollen gut wegpolieren. Gegenüber den beiden InTen-S-Gruppen mit knapp 25% und 19% schnitt Amalcap Plus nach zwei Jahren mit über 41% Füllungen mit glatter und glänzender Oberfläche signifikant besser ab. Hier dominierten bei den nicht perfekten Restaurationen mit ca. einem Drittel einzelne Porositäten bzw. knapp einem Fünftel raue Oberflächen. Die Häufigkeit von Code 2 und 3 zusammen (26,4%) steht in Übereinstimmung mit den Ergebnissen von Friedrich (2003), der nach zwei Jahren bei Amalcap Plus 25,7% raue Oberflächen fand.

5.2.3 Anatomische Form

Da die klinische Beurteilung der anatomischen Form rein visuell erfolgt, sind nur stärkere Veränderungen sichtbar, und die Aussagekraft dieses Kriteriums daher begrenzt (Kwiatkowski, 2000). Innerhalb des Untersuchungszeitraums war aufgrund der günstigen physikalischen Eigenschaften der modernen Komposite nicht mit schwerwiegenden Formveränderungen zu rechnen. Derartige Schäden, die infolge der subkritischen Dauerbelastung der Materialien entstehen, äußern sich meist erst

später (Ernst et al., 2003). Bei Klasse-II-Füllungen aus dem Nanofüller-Hybrid Filtek Supreme fanden die Autoren nach einem Jahr keine Mängel in der anatomischen Form.

Bei Hybrisun und der Kombination Excite/InTen-S konnten auch keine Abwertungen festgestellt werden, was in Übereinstimmung mit Kwiatkowski (2000) steht, der allerdings nur Klasse-III-, IV- und V-Kavitäten mit Hybrisun nach zwei Jahren Liegedauer untersuchte. Eine große Streuung zeigt dagegen die von Lendenmann (2005) veröffentlichte multizentrische Studie mit InTen-S und Excite mit Code A-Werten zwischen 57% und 100% nach einem sowie zwischen 30% und 91% nach zwei Jahren.

Die vier geringfügigen und eine stärkere Formveränderung bei AdheSE/InTen-S nach zwei Jahren traten am Füllungsrand auf und sind daher vermutlich eher einem ungenügenden adhäsiven Verbund mit dem Schmelz bzw. Dentin anzulasten. Durch Materialermüdung infolge der Kaubelastung kam es zum Ausbruch kleinerer Kompositfragmente an diesen evtl. zu dünn auslaufenden Rändern. Die Anzahl von 90,6% korrekten Restaurationen nach zwei Jahren bei dieser Materialkombination ähnelt den Werten von Langer (1996) mit 91,2% und Gängler et al. (2001) mit 92% und stellt eine signifikante Verschlechterung gegenüber dem Ausgangszustand dar.

Von den zwei innerhalb des ersten Jahres frakturierten und daraufhin erneuerten Amalgamfüllungen ist eine nach wie vor in situ, bei der anderen handelt es sich um einen unzuverlässigen Patienten, der später nicht mehr zum Recall erschien. Daraus wird geschlussfolgert, dass im ersten Fall wahrscheinlich nicht eine ungenügende Umrissform die Ursache für die Fraktur war. Die Restauration wurde möglicherweise vom Patienten zu früh zu stark – evtl. schon bei der Artikulationskontrolle – belastet. Dadurch kam es zu Mikrorissen, die auch bei der Kontrolle nach einem halben Jahr übersehen wurden. Im zweiten Fall könnte es sich um eine mangelhafte Umrissform der Füllung oder um eine ungenügende Trockenlegung gehandelt haben. Die Verlustrate von 3,4% nach einem Jahr ist jedoch nicht signifikant gegenüber der Baselineuntersuchung und ähnelt der von Friedrich (2003) mit 2,8%. Hoyer et al. (1992) fanden nach zwei Jahren 2% Frakturen bzw. Verluste bei graziolen und 4% bei konventionellen Amalgamfüllungen.

5.2.4 Farbverhalten

Auch bei Seitenzahnrestaurationen muss beobachtet werden, ob es mittel- oder langfristig zu Veränderungen im Farbverhalten kommt. Bei modernen Kompositen ist das bei einer ausreichenden Polymerisation kaum noch der Fall. Anderenfalls kann es zur Verfärbung u.a. durch Auswaschung der nicht verbrauchten Lichtinitiatoren, Gelbfärbung der Rest-Monomere sowie Farbstoff- und Wasseraufnahme kommen (Lutz et al., 1992; Danesh et al., 2001). Sonst werden die Materialien langfristig nur geringfügig heller (Klaiber, 2004).

In der vorliegenden Arbeit wurde pro Zahn nur eine Farbe verwendet und nicht mit Dentin- oder Transparentmassen geschichtet. Daher waren die Füllungen häufig trotz passender Farbe noch sichtbar, was auch im Sinne einer evtl. notwendigen Entfernung sinnvoll ist (Hickel et al., 1994). Aus diesem Grund wurden zur Baselineuntersuchung alle Restaurationen mit Code 0 gewertet. Im Laufe der zweijährigen Kontrollzeit kam es bei keiner der Restaurationen zu einer sichtbaren Farbveränderung gegenüber dem Ausgangszustand.

5.2.5 Abrasion

Die ungenügende Verschleißfestigkeit stellte in den 1970er und 80er Jahren eine der Hauptursachen für den Misserfolg von Kompositfüllungen im Seitenzahnbereich dar (Fritz, 1996; Hickel, 1997; Manhart et al., 2003a, 2004), da damals vorwiegend Makrofüller-Komposite zum Einsatz kamen. Bei Mikrofüller- und modernen Hybridkompositen ist diese Eigenschaft weniger von Bedeutung, da sie eine ausreichende Stabilität zeigen (Setcos, 1995; Szep, 2004; Zantner et al., 2004). Für eine genaue Erfassung der Abrasion sind aufwändige Versuchsanordnungen erforderlich, die in der Praxis nicht realisierbar sind. Daher ist die visuelle klinische Beurteilung nur eingeschränkt aussagekräftig (Hickel, 1997).

In der vorliegenden Arbeit zeigten alle Materialien im Verlauf der zwei Jahre eine zwar geringe aber signifikante Veränderung durch Abrieb.

Für InTen-S liegt der Volumenverlust durch Abrasion in vitro in der Größenordnung von anderen Hybridkompositen, aber deutlich höher als bei dem inhomogen mikrogefüllten Heliomolar (Lendenmann, 2001, 2004). Sindel et al. (1998) fanden in vitro bei verschiedenen Kompositen etwas höhere Abrasionswerte als bei Amalgam.

In der vorliegenden Arbeit zeigten sich gegenteilige Ergebnisse, die signifikant waren: über die Hälfte der Amalcapfüllungen wiesen nach zwei Jahren einen lokalisierten Substanzverlust auf, aber nur zwischen 8,2% und 14,3% der Kompositrestaurationen. Es handelte sich in allen Fällen um geringfügige Verluste in Form von Schliffacetten. Friedrich (2003) fand ebenfalls eine stärkere Abrasion bei Amalcap Plus gegenüber zwei Kompositen, diese betraf allerdings nur 25,8% der Füllungen nach zwei Jahren.

Die Werte nach einem Jahr entsprechen für Hybrisun mit 87,7% Restaurationen ohne Substanzverlust den Angaben von Montag et al. (1998), die bei Füllungen aus Visiomolar radiopaque ebenfalls zu 87% diese Feststellung machten. Bei InTen-S lagen die Ergebnisse mit über 96% ohne Anzeichen von Abrasion nach einem Jahr sogar noch besser, näherten sich aber nach zwei Jahren den Werten von Hybrisun mit knapp 86% an, so dass sich beide Materialien nicht mehr signifikant unterschieden. Auf ähnliche Zahlen verweisen Gängler et al. (2001) nach zwei Jahren, in deren klinischer Untersuchung über 10 Jahre bis zum 4. Jahr ebenfalls kein ausgeprägter Substanzverlust (Code 2) vorkam, und Voigtsberger (2002) für das Mikrohybrid-Komposit Charisma nach einem Jahr und 7 Monaten.

5.2.6 Randschluss und Stufenbildung

Das Randverhalten ist bei modernen Hybridkompositen das entscheidende Kriterium für den klinischen Erfolg. Es wird sowohl von den Eigenschaften des jeweiligen Komposits als auch des verwendeten Adhäsivsystems beeinflusst. Deshalb wurden in der vorliegenden Arbeit verschiedene Materialkombinationen getestet und miteinander verglichen.

Die klinische Beurteilung anhand der C-Kriterien erfolgt sehr kritisch: bereits das geringste Hängenbleiben der Sonde wird gewertet, während Ryge (1980) erst ein Zusammentreffen eines sichtbaren Spalts mit einem „Einbrechen“ der Sonde zu Code B zählt. Das gegenüber der USPHS-Bewertung neue Kriterium „Stufenbildung“ beschreibt die Randverhältnisse genauer und erlaubt die Analyse von Entwicklungstendenzen im Verlauf einer Studie. Entsprechend diesen Kriterien kam es bei der vorliegenden Arbeit im Untersuchungszeitraum bei allen Materialien zu signifikanten Veränderungen.

Auffällig war eine deutliche Abnahme der okklusal tastbaren Füllungsråder und positiven Stufen bei InTen-S mit AdheSE und Hybrisun von der ersten zur zweiten Kontrolluntersuchung. Das ist damit zu erklären, dass die Kompositfüllungen direkt nach der Applikation poliert wurden. Die okklusale Adaptation und Ausarbeitung gestaltet sich im Fissurenrelief aufgrund der guten Farbanpassung oft schwierig, so dass es zu **marginalen Überkonturierungen** kommen kann (Krejci et al, 1995a; Langer, 1996). Das könnte aufgrund seiner hohen Opaleszenz besonders bei Hybrisun eine Rolle gespielt haben. Diese dünn auslaufenden Ränder, die z.T. auf ungebondetem Schmelz liegen, brechen unter Belastung ab, und es entsteht eine positive Stufe. Einen hohen Anteil von marginalen Überhängen fanden z.B. auch Kny et al. (1998) in einer klinischen Untersuchung mit zwei verschiedenen Kompositen nach 6 und 12 Monaten. Eine weitere Ursache für diese Überschüsse könnte die hygroskopische Quellung des Materials sein (Merte, 2004). Bei der Untersuchung nach einem halben Jahr wurden diese dann wegpoliert und traten bei der nächsten Kontrolle nicht mehr in Erscheinung. Zur Ausschaltung dieses Fehlers empfiehlt es sich, die Restaurationen in einer weiteren Sitzung einige Tage nach dem Legen endgültig zu polieren und dann erst die Baseline-Untersuchung vorzunehmen (Hickel et al., 1994; Merte, 2004).

Im Vergleich mit der Kombination **E/InT** (11,3%) wurden nach einem halben Jahr bei **A/InT** mehr als doppelt so viele Füllungen mit in Fissuren tastbaren Rändern (29,1%) gefunden. Der Unterschied war signifikant. Es handelte sich dabei ausschließlich um Füllungsüberschüsse. Die Ursache liegt vermutlich in der ungenügenden Ätzung des angrenzenden unpräparierten Schmelzes durch das selbstätzende Adhäsiv AdheSE. Diese Ansicht wird unterstützt durch die In-vitro-Befunde von Pashley und Tay (2001) und Reinhardt (2002), die mit verschiedenen selbstätzenden Primern auf unpräpariertem Schmelz ebenfalls geringere Haftfestigkeiten bzw. Ätzmuster erzielten als mit Phosphorsäureätzung.

Die ungünstigeren Sondierungswerte von A/InT gegenüber E/InT setzten sich bei den weiteren Kontrollterminen fort. Nach zwei Jahren zeigten fast doppelt so viele InTen-S-Füllungen mit AdheSE (56,6%) okklusal tastbare Ränder wie mit Excite (29,6%). Dabei handelt es sich jedoch nur um einzelne Randabschnitte unter 1/3 des Gesamtumfangs. Diese Randimperfectionen teilen sich gleichmäßig in positive und negative Stufen. Die Zunahme von Code 2 und 3 beim Kriterium „Stufenbildung“ beweist, dass es im Laufe der Zeit zu Abnutzungserscheinungen des

Füllungsmaterials kommt, auch wenn dies makroskopisch nicht sichtbar ist. Fehlerhafte Ränder an geraden Abschnitten (Randschluss-Code 2) waren mit 6,6% (E/InT) und 5,7% (A/InT) nach zwei Jahren relativ selten, da diese Bereiche gut polierbar und der okklusalen Belastung weniger ausgesetzt sind. Außerdem wirkt sich hier die Schmelzrandschrägung positiv aus.

Umfangreichere Tastbefunde über 1/3 des Umfangs kamen nach zwei Jahren mit 3,8% bei AdheSE selten und bei Excite gar nicht vor. Dafür wurde bei zwei Excite/InTen-S-Füllungen (3,3%) im approximalen Bereich ein Randspalt mit Verfärbung gefunden, der möglicherweise einem Fehler bei der Applikationstechnik oder in einem Fall mangelhafter Mundhygiene anzulasten ist.

Nach einem Jahr wurden bei 82% der E/InT-Füllungen korrekte Ränder festgestellt, gegenüber 88% bei Rathke und Heinze (2001) mit Excite/Tetric Ceram nach den USPHS-Kriterien. Nach den gleichen Kriterien liegen in einer Multizenter-Studie mit Excite und InTen-S die Werte mit Code A zwischen 62% und 93% nach einem sowie zwischen 38% und 92% nach zwei Jahren (Lendenmann, 2005).

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit für E/InT nach zwei Jahren (60,7% Code 0) sind mit denen von Gängler et al. (2001) vergleichbar, die für Visio-Molar radiopaque im gleichen Zeitraum bei über 59% der Restaurationen diese Codierung feststellten. Ebenso verschlechterten sich die Randverhältnisse in dieser Arbeit im zweiten Jahr deutlich. Ein Randspalt wurde von den Autoren allerdings erstmals nach 7 Jahren diagnostiziert. Sie merkten an, dass eine marginale Desintegration nicht zwangsläufig zu einer Sekundärkaries führen muss.

Es wird vermutet, dass der adhäsive Verbund zum Schmelz bei dem selbstätzenden Bonding AdheSE weniger gut ausgeprägt ist als bei dem Totalätz-Bonding Excite. Aufschluss darüber könnte aber nur eine längerfristige Beobachtung der Restaurationen geben.

In der Literatur gibt es widersprüchliche Berichte über die **Schmelzhaftung** von selbstkonditionierenden Adhäsiven (Haller und Blunck, 2003). Das durch die sauren Primer erzielte Ätzmuster ist weniger ausgeprägt als nach Phosphorsäureätzung (Lendenmann, 2002; Fabianelli et al., 2003b; Hashimoto et al., 2003). Die Auswirkungen auf die Haftfestigkeit sind aber nicht eindeutig und vom jeweiligen Präparat abhängig (Ernst et al., 2005). Zum einen wurden gegenüber TE-Bondings geringere Haftwerte erreicht (Hashimoto et al., 2003; Frankenberger et al., 2004;

Lopes et al., 2004) bzw. die Randedichtigkeit in vitro war schlechter (Schmeiser und Hannig, 1999; Fabianelli et al., 2003a,b; Frankenberger und Tay, 2005), zum anderen erwies sich der Übergang Komposit/Schmelz als belastungsstabil (Hannig et al., 1999; Cardoso et al., 2002; Ernst et al., 2002; Kaaden et al., 2002; Santini et al., 2004b). In der Studie von Ernst et al. (2002) schnitt Excite sogar etwas schlechter ab als ein SE-Bonding. Dagegen erwies sich bei Goracci et al. (2004) die Haftkraft von Excite signifikant höher als die von AdheSE. Bei In-vitro-Untersuchungen von diesen Adhäsiven mit Tetric Evo Ceram zeigten beide eine sehr gute Randqualität im Schmelz, die sich nicht signifikant unterschied (Blunck, 2004).

Hybrisun zeigte von allen Materialien den besten Randschluss. Nach zwei Jahren hatten noch 71,4% der Füllungen korrekte Ränder, in Fissuren (Code 1) waren bei 19,6%, in geraden Bereichen (Code 2) bei 8,9% Übergänge tastbar, jedoch nur bis zu 1/3 des Gesamtumfangs. Hier waren die Füllungsüberschüsse mit 19,6% in der Überzahl gegenüber 7,1% negativen Stufen. Das ist ein Zeichen dafür, dass die Randdegradation nach dem Legen wie oben beschrieben noch nicht abgeschlossen ist. Die Werte ähneln denen von Langer (1996), der nach zwei Jahren bei 76,5% der Visio-Molar-Restaurationen Code 0 und bei 17,6% Code 1 nach dem CPM-Index fand. Über noch bessere Resultate berichtet Kwiatkowski (2000) mit über 93% perfekten Rändern bei Hybrisun nach zwei Jahren. Die Ergebnisse sind allerdings nicht direkt vergleichbar, da er ausschließlich Frontzahnfüllungen nach dem unkritischeren USPHS-Index bewertete. Voigtsberger (2002) fand bei Charisma, ebenfalls einem Mikrohybrid, ähnlich günstige Werte mit 71,2% ohne Stufenbildung nach einem Jahr und 7 Monaten.

Amalcap Plus schnitt insgesamt am schlechtesten ab. Ähnlich wie in der Studie von Hoyer et al. (1992) mit 54% waren nach einem Jahr noch 59,7% perfekte Ränder zu finden. Nach zwei Jahren wies nur noch etwa ein Fünftel der Füllungen einen einwandfreien Randschluss auf – im Gegensatz zu Friedrich (2003), wo es ca. die Hälfte war. Die sondierbaren Ränder in Fissuren (43,4%) lagen allerdings noch unter denen bei A/InT, dafür fanden sich mehr tastbare Ränder über 1/3 des Gesamtumfangs und zu über 15% geringfügige Randspalten. Bei den Randimperfectionen handelte es sich zu fast zwei Dritteln um Überschüsse und nur zu 1,9% um negative Stufen, erklärbar durch den Creep des Materials. Die okklusale

Spaltbildung ist typisch für Amalgam, führt aber nur selten zur Sekundärkaries (Mjör, 1998), da die Korrosionsprodukte den Spalt verschließen (Staehle, 1997; Kamann, 2003). Die betreffenden Füllungen wurden deshalb auch als klinisch akzeptabel, z.T. nach Korrektur, gewertet.

Manhart et al. (1996) stellten in vitro fest, dass die Größe von Komposit-Restaurationen der Klasse II auf die marginale Integrität nur einen geringen Einfluss hat, sofern sich die Belastung auf Füllungsmaterial und angrenzenden Schmelz verteilt.

Viele der oben angeführten früheren Studien erzielten ihre z.T. langfristig guten Ergebnisse mit Kompositen u.a. aufgrund der Schmelzbegrenzung der Kavitäten (Lutz et al., 1977; Pilz et al., 1994; Setcos, 1995; Mair, 1998; Nordbø et al., 1998; Gängler et al., 2001). Der dichte Verbund zwischen Schmelz und Adhäsiv schützt offensichtlich die darunter liegende Dentin-Bonding-Zone (de Munck et al., 2003).

Einen kritischen Bereich stellen dagegen die **approximalen Ränder** im Dentin bzw. Zement dar, weil sie bei den klinischen Kontrollen schwer zu beurteilen sind (Mjör, 1998) und das Wurzeldentin nur schwach mineralisiert ist und für die adhäsive Haftung daher ungünstigere Bedingungen bietet (Rathke, 2002). Außerdem ist aufgrund des unregelmäßigen Oberflächenreliefs die vollständige zervikale Abdichtung und Politur schwierig (Schmeiser und Hannig, 1999). Nach Mjör (1998) ist die überwiegende Mehrheit der sekundär kariösen Läsionen unabhängig vom Füllungsmaterial gingival lokalisiert. Er betont auch die Schwierigkeit, zwischen einem nicht kariösen Spalt und einer Sekundärkaries zu unterscheiden.

Rathke und Heintze (2001) fanden bei einer klinischen Untersuchung über ein Jahr mit teilweise dentinbegrenzten Seitenzahnrestorationen aus Tetric Ceram mit Excite für die okklusalen Ränder eine bessere Qualität als für die approximalen. Das Gleiche stellten Fabianelli et al. (2003a) in vitro fest.

Die Kontrolle der approximalen Ränder ist auch durch **Röntgenaufnahmen** nur bedingt zu verbessern. Randspalten unter 0,3 mm werden bei Bissflügel aufnehmen nicht sicher erkannt, sind aber klinisch bereits problematisch (Haak et al., 1998). Dickere Schichten ungefüllter Bondings können dagegen als Randspalten fehlinterpretiert werden (Nordbø et al., 1998). Auch die Schattenbildung durch röntgenopake Materialien kann zu Fehldiagnosen führen (Mjör, 1998), so dass häufig eine Randkaries zu spät erkannt wird (Rathke, 2002). In der vorliegenden Arbeit

wurde bei den aufgrund anderer Indikationen angefertigten Röntgenaufnahmen an den kontrollierten Füllungen kein Befund im Sinne eines Randspalts oder einer Sekundärkaries festgestellt.

Obwohl inzwischen zahlreiche gute Dentinadhäsive verfügbar sind, ist der dauerhaft dichte **Randschluss im Dentin** noch fraglich, da in vitro bei längerer Wasserlagerung oder nach Belastung die Haftfestigkeit ab- bzw. die Spaltbildung zunimmt (Blunck und Roulet, 1997; Tinschert et al., 1997; Marx et al., 1998; Blunck und Roulet, 1999; Frankenberger et al., 1998, 1999b; Hannig und Bott, 2000; Besnault und Attal, 2002; Ernst et al., 2002; Frankenberger, 2002a; Gagliardi und Avelar, 2002; de Munck et al., 2003; Koshiro et al., 2004; Santini et al., 2004a,b; Frankenberger und Tay, 2005). Zwischen marginaler Adaptation und Haftkraft war jedoch kein direkter Zusammenhang nachweisbar (Manhart et al., 2000b). Die meisten Autoren fanden dabei bessere Resultate für Mehrschritt-TE-Adhäsive (Blunck und Roulet, 1997, 1999; Tinschert et al., 1997; Frankenberger et al., 1998, 1999b; Marx et al., 1998; Haller und Fritzenschaft, 1999; Ernst et al., 2002; Frankenberger, 2002a; de Munck et al., 2003). Auch die selbstkonditionierenden Mehrflaschen-Bondings schnitten gut ab (Blunck und Roulet, 1999; Frankenberger et al., 2004; Frankenberger und Tay, 2005).

Außerdem wurde festgestellt, dass die Haftung an kariösem (Schaller et al., 1998; Yoshiyama et al., 2002) und an sklerotischem Dentin (Kwong et al., 2002) allgemein schlechter ist als an gesundem.

Für die Dentin-Haftung von **Excite** sind in der Literatur unterschiedliche Ergebnisse zu finden. Bouillaguet et al. (2001) fanden in vitro für dieses Adhäsiv ungünstigere Haftwerte als für verschiedene andere TE-Präparate. Bei Ernst et al. (2002) erwiesen sich die zervikalen Ränder im Zement mit der Kombination von Excite, Tetric Flow und Tetric Ceram undichter als mit vergleichbaren Materialkombinationen, obwohl aufgrund der in diesem Bonding enthaltenen Füllkörper ein besseres Abschneiden erwartet wurde (Ernst 2001). Ähnlich ungünstige Ergebnisse erzielten Glomb et al. (2000) mit Excite und Tetric. In verschiedenen In-vitro-Untersuchungen zeigte InTen-S mit Excite nach thermischer und okklusaler Belastung im Schmelz zwischen 85 und über 90% und im Dentin zwischen 34 und 90% perfekte Ränder (Lendenmann, 2001). Excite und **AdheSE** mit Tetric Evo Ceram bewiesen auch nach thermischer Wechselbelastung eine sehr gute, nicht signifikant unterschiedliche Randqualität

(Blunck, 2004). Der gleiche Autor fand für AdheSE mit InTen-S ebenfalls sehr gute Ergebnisse. Die marginale Qualität dieses SE-Bondings mit Tetric Ceram im Dentin erwies sich bei Frankenberger und Tay (2005) nicht signifikant schlechter als die von Mehrschritt-TE-Adhäsiven. Goracci et al. (2004) erzielten dagegen in vitro mit Excite signifikant höhere Haftfestigkeiten im Dentin als mit AdheSE. Letzteres schnitt bei Frankenberger et al. (2004) und Sensi et al. (2005) nach Belastung wiederum gleich gut oder besser ab als TE-Bondings.

5.2.7 Verfärbung des Füllungsrandes

Eine Randverfärbung wurde erstmals nach einem Jahr bei je einer Füllung aus A/InT und Hybrisun diagnostiziert. Es handelte sich jedoch nur um oberflächliche Auflagerungen infolge eines Randüberschusses, die problemlos durch Politur beseitigt werden konnten. Nach zwei Jahren hatten sich die InTen-S-Restaurationen gegenüber der Baseline-Untersuchung signifikant verändert, A/InT zeigte etwa doppelt so häufig Verfärbungen in Fissuren (17%) wie E/InT (8,2%), Hybrisun-Füllungen dagegen gar keine. Verfärbungen gerader Randteile (Code 2) traten zu diesem Zeitpunkt mit 3,6% (Hybrisun) bis 5,7% (A/InT) bei allen Kompositen in ähnlichem Maße auf. Es betraf dabei immer nur sehr kleine Abschnitte weit unter 1/3 des Gesamtumfangs, die, abgesehen von den zwei E/InT-Füllungen mit Randspalt und einer deutlichen Verfärbung im approximalen Bereich, akzeptabel oder korrigierbar waren. Eine Sekundärkaries mit Kavitation wurde nicht festgestellt.

Der Anteil von 96,4% unverfärbten Restaurationen aus Hybrisun nach zwei Jahren ähnelt dem von Kwiatkowski (2000) mit über 93% bei Frontzahnfüllungen aus dem gleichen Material. Bei E/InT ist dieser Anteil (86,9%) mit den Ergebnissen von Gängler et al. (2001) vergleichbar, die nach der gleichen Zeit 84,7% Füllungen aus Visio-Molar radiopaque ohne marginale Verfärbung fanden. Bei diesen Autoren trat eine Sekundärkaries erst nach 7 Jahren auf. Die Resultate von Langer (1996) mit dem selben Material nach zwei Jahren sind fast identisch mit den für E/InT gefundenen (86,8% Code 0; 8,8% Code 1; 4,4% Code 2). Er diagnostizierte die erste Sekundärkaries nach 4 Jahren.

In einer multizentrischen Studie mit Excite und InTen-S liegen die Werte für Restaurationen ohne Randverfärbung nach 24 Monaten ähnlich zwischen 82% und 84% (Lendenmann, 2005). Rathke und Heinze (2001) berichten dagegen mit 23%

marginalen Verfärbungen nach dem USPHS-Index mit Excite und Tetric Ceram bereits nach einem Jahr über ein deutlich schlechteres Ergebnis.

Peschke et al. (2003) fanden bei Füllungen aus AdheSE und Tetric Ceram schon nach 6 Monaten 2,8% Randverfärbungen. Die vorliegende Arbeit zeigt jedoch deutlich, dass derart kurze Zeiträume zur Beurteilung nicht aussagekräftig sind.

Bei Amalcap Plus waren keine Verfärbungen der Ränder zu erwarten, das Kriterium wurde aber, wie auch von Kosa et al. (1991) und Hoyer et al. (1992), trotzdem untersucht, um eine evtl. Sekundärkaries festzustellen. Diese trat jedoch bei keiner der kontrollierten Restaurationen auf. Das Amalgam erwies sich in dieser Beziehung signifikant besser als die Kombinationen mit InTen-S, nicht jedoch als Hybrisun.

Randverfärbungen führen nicht statistisch signifikant zu einer späteren Sekundärkaries (Rathke, 2002). Mjör (1998) stellte fest, dass die Differenzierung zwischen Randverfärbung und Sekundärkaries meist schwierig ist. Im Zweifelsfall sollte der betroffene Teil der Restauration entfernt und der Defekt repariert werden. Sofern der Rest der Füllung intakt ist, ist eine komplette Erneuerung im Sinne der Substanzschonung sowie aus Zeit- und Kostengründen nicht empfehlenswert (Krejci et al. 1995b).

5.2.8 Klinische Akzeptanz

Das Kriterium „Klinische Akzeptanz“ dient der Zusammenfassung der Bewertung unter dem in der täglichen Praxis wichtigen Gesichtspunkt der Erneuerungsbedürftigkeit. Es kann nur „0“ sein, wenn keines der anderen Kriterien abgewertet wurde. Die Codes 1 und 2 resultieren insofern aus den relativ streng beurteilten Einzelkriterien, stellen aber für den Praktiker keine direkte Qualitätseinbuße dar. In diesem Zusammenhang ist auch die große Anzahl der bei den Merkmalen „Oberflächenqualität“ und „Randschluss“ abgewerteten Füllungen zu sehen. Diese wurden mit „klinisch akzeptabel“ oder „nach Korrektur akzeptabel“ gewertet, da es sich nur um geringfügige Abweichungen vom Idealzustand handelte. Eine Ausnahme bildeten die zwei E/InT-Restaurationen mit einem Randspalt und die A/InT-Füllung mit geringfügig freigelegtem Dentin, die mit Code 3 beurteilt wurden.

Die nach einem halben Jahr bei A/InT mit 23,6% und Hybrisun 19,3% relativ hohen Werte für Code 2 sind im Zusammenhang mit dem oben erklärten Phänomen der

Stufenbildung zu sehen. Im weiteren Verlauf der Untersuchung war bei den InTen-S-Füllungen häufig auch aufgrund der Oberflächenqualität eine Korrektur erforderlich, während bei Hybrisun die Zahl der korrekturbedürftigen Restaurationen kontinuierlich abnahm. Dieses Material war zu allen Zeitpunkten den anderen signifikant überlegen. Die Kombinationen mit InTen-S wiederum zeigten zum Abschluss signifikant bessere Ergebnisse als Amalcap Plus.

Beim Vergleich zwischen E/InT und A/InT fällt auf, dass sich nach zwei Jahren noch über ein Fünftel der Füllungen mit Excite korrekt zeigten, während es nur noch 9,4% derjenigen mit AdheSE waren. Die Summe der korrekten und akzeptablen Restaurationen aus InTen-S war aber jeweils etwa gleich (75,4% E/InT; 73,6% A/InT). Der entsprechende Wert für Hybrisun (91,1%) unterscheidet sich davon nicht signifikant.

Gängler et al. (2001) bewerteten 91% Füllungen aus Visio-Molar radiopaque mit Code 1 oder 2 nach zwei Jahren. Bei Langer (1996) lag dieser Wert mit dem gleichen Material bei 97,2%. Friedrich (2003) fand diese Bewertung bei über 96% der Restaurationen aus zwei anderen Kompositen und bei 92,5% derjenigen aus Amalcap Plus. In der vorliegenden Arbeit betrug dieser Wert für das Amalgam 28,3%, wodurch dieses Material signifikant schlechter abschnitt als die Komposite. Die Ursache dafür lag in erster Linie in einem ungenügenden Randschluss. Nach der Politur der abgewerteten Füllungen waren alle zur Abschlussuntersuchung noch vorhandenen Amalgam-Restaurationen akzeptabel.

Bezieht man auch bei den Kompositen die nach Korrektur akzeptablen Füllungen mit ein, so zeigt sich, dass 96,7% der E/InT-, 98,1% der A/InT- sowie alle Hybrisun-Restaurationen nach zwei Jahren klinisch erfolgreich waren.

Dabei ist zu beachten, dass die im Laufe des ersten Jahres wegen Hypersensibilität ersetzte E/InT- und die zwei frakturierten Amalgam-Füllungen nicht mit in diese Bewertung eingingen. Sie müssen aber als nicht akzeptabel beurteilt werden.

Zusammenfassend wird deutlich, dass bei den regelmäßigen Kontrollen in der Praxis die jeweils notwendigen Korrekturen vorgenommen werden müssen, um die Qualität der Restaurationen möglichst lange zu erhalten.

6 Schlussfolgerungen

- Die Komposite InTen-S und Hybrisun waren in z. T. von Dentin begrenzten und größeren Klasse-II-Kavitäten ebenso wie Amalcap Plus nach zwei Jahren klinisch erfolgreich.
- Obwohl ein Großteil der Füllungen nach den CPM-Kriterien nicht mehr als perfekt beurteilt werden konnte, waren zwischen 96 und 100% mindestens klinisch akzeptabel oder korrigierbar. Darin zeigt sich die Notwendigkeit regelmäßiger Kontrollen und gegebenenfalls Korrekturen zum Qualitätserhalt der Restaurationen.
- Das Mikrohybridkomposit Hybrisun ist hinsichtlich der Kriterien „Oberflächenqualität“ und „Klinische Akzeptanz“ signifikant besser als die anderen Materialien zu bewerten. Die Softstartpolymerisation bewährte sich klinisch bei diesem Komposit.
- Das schrumpfsarme Hybridkomposit InTen-S zeigte mit dem selbstätzenden Adhäsiv AdheSE einen signifikant schlechteren Randschluss als mit dem Einfaschenadhäsiv Excite und Totalätztechnik. Das wirkte sich jedoch im Untersuchungszeitraum nicht negativ auf den klinischen Erfolg aus. Einen evtl. langfristigen Einfluss des SE-Bondings auf die Haltbarkeit müssen weitere klinische Beobachtungen erweisen.
- Amalcap Plus erwies sich bei den Kriterien „Abrasion“, „Randschluss“, „Stufenbildung“ und „Klinische Akzeptanz“ signifikant schlechter als die geprüften Komposite, lediglich beim Kriterium „Oberflächenqualität“ war es besser als InTen-S.
- Das Konzept der schnelleren Härtung mit hoher Intensität bei InTen-S kann nach zwei Jahren Beobachtung der Füllungen als klinisch erfolgreich angesehen werden. Die Zeitersparnis wurde jedoch durch eine gegenüber Hybrisun notwendige längere Politur aufgrund der sehr festen Konsistenz von InTen-S wieder aufgehoben. Eine endgültige Beurteilung dieser Art der Polymerisation kann nur im Rahmen langfristiger Untersuchungen erfolgen.
- Zur Vermeidung von postoperativen Hypersensibilitäten ist besonders bei TE-Adhäsiven eine gewissenhafte Verarbeitung notwendig. Bei tiefen Kavitäten ist pulpenah ein Schutz mittels $(\text{CaOH})_2$ und Unterfüllung zu empfehlen.

- Direkte Komposit-Restaurationen erfordern eine strenge Indikationsstellung und einen hohen Material- und Zeitaufwand. Absolute Trockenlegung und korrekte Matrizentechnik sind für den dauerhaften Erfolg unabdingbar. Unter dieser Voraussetzung können auch größere Kavitäten mit Hybridkompositen versorgt werden.

Literaturverzeichnis

1. Appert C (1999) Wissenschaftliche Dokumentation Excite. Ivoclar, Schaan.
2. Atac AS, Cehreli ZC and Sener B (2001) Antibacterial activity of fifth-generation dentin bonding systems. J Endod 27:730-733.
3. Attar N, Turgut MD and Gungor HC (2004) The effect of flowable resin composites as gingival increments on the microleakage of posterior resin composites. Oper Dent 29:162-167.
4. Bagby MD, House RC, Baier RL, Helms SK and Tatich DJ (2000) Interproximal contacts of packable composites. J Dent Res 79:448 (Abstract 2440).
5. Barbakow F, Ackermann M, Krejci I und Lutz F (1994) Amalgam als Maß in der Füllungstherapie. Schweiz Monatsschr Zahnmed 104:1341-1350.
6. Besnault C and Attal JP (2002) Influence of a simulated oral environment on microleakage of two adhesive systems in Class II composite restorations. J Dent 30:1-6.
7. BfArM (2003) Amalgame in der zahnärztlichen Therapie. Bundesinstitut für Arzneimittel und Medizinprodukte, Bonn.
8. Blunck U (2004) Abschlussbericht In-vitro-Prüfung der Wirksamkeit von Syntac Classic, Excite und AdheSE an Klasse-V-Kavitäten in Kombination mit TEX. Ivoclar Vivadent, Schaan.
9. Blunck U und Roulet JF (1997) Einfluss der Wasserlagerung auf die Wirksamkeit von Dentinadhäsiven. Dtsch Zahnärztl Z 52:806-808.
10. Blunck U and Roulet JF (1999) Effect of one-year waterstorage on the effectiveness of dentin adhesives in class V composite resin restorations. J Dent Res 78:444 (Abstract 2706).
11. Blunck U und Roulet JF (2001) Abschlussbericht Prüfung des Adhäsivsystems Excite Fastcure an Klasse-V-Kavitäten in Kombination mit InTen-S unter Verwendung verschiedener Polymerisationslichtgeräte. Ivoclar Vivadent, Schaan.
12. Boer WM (1998) Überblick über die Möglichkeiten der ästhetischen Zahnheilkunde mit direkten Kompositfüllungen. Quintessenz 49:871-881.
13. Bouillaguet S, Gysi P, Wataha JC, Ciucchi B, Cattani M, Godin C and Meyer JM (2001) Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step and self-etching adhesive systems. J Dent 29:55-61.

14. Bronkhorst EM, Opdam NJM, Roeters FJM and van Rossum GMJM (2000) Application of composite restorations in posterior teeth in the Netherlands. *J Dent Res* 79:449 (Abstract 2443).
15. Burke FJ (2004) Amalgam to tooth-coloured materials - implications for clinical practice and dental education: governmental restrictions and amalgam-usage survey results. *J Dent* 32:343-350.
16. Calheiros FC, Sadek FT, Braga RR and Cardoso PE (2004) Polymerization contraction stress of low-shrinkage composites and its correlation with microleakage in class V restorations. *J Dent* 32:407-412.
17. Camps J, Déjou J, Rémusat M and About I (2000) Factors influencing pulpal response to cavity restorations. *Dent Mater* 16:432-440.
18. Cardoso PE, Sadek FT, Goracci C and Ferrari M (2002) Adhesion testing with the microtensile method: effects of dental substrate and adhesive system on bond strength measurements. *J Adhes Dent* 4:291-297.
19. Cehreli ZC, Stephan A and Sener B (2003) Antimicrobial properties of self-etching primer-bonding systems. *Oper Dent* 28:143-148.
20. Chen HY, Manhart J, Hickel R and Kunzelmann KH (2001a) Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. *Dent Mater* 17:253-259.
21. Chen RS, Liuiw CC, Tseng WY, Hong CY, Hsieh CC and Jeng JH (2001b) The effect of curing light intensity on the cytotoxicity of dentin-bonding agent. *Oper Dent* 26:505-510.
22. Chen RS, Liu CC, Tseng WY, Jeng JH and Lin CP (2003) Cytotoxicity of three dentin bonding agents on human dental pulp cells. *J Dent* 31:223-229.
23. Chuang SF, Jin YT, Lin TS, Chang CH and Garcia-Godoy F (2003) Effects of lining materials on microleakage and internal voids of Class II resin-based composite restorations. *Am J Dent* 16:84-90.
24. Ciucchi B, Bouillaguet S and Holz J (1990) Proximal adaptation and marginal seal of posterior composite resin restorations placed with direct and indirect techniques. *Quintessence Int* 21:663-669.
25. Ciucchi B, Bouillaguet S, Holz J und Roh S (1997) The battle of the bonds 1995. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 107:37-39.

26. Dammaschke T, Stratmann U, Mokrys K, Kaup M und Ott KHR (2003) Histozytologische Untersuchung zur Kurzzeit-Reaktion der Pulpa auf drei verschiedene Dentinhaftvermittler. Dtsch Zahnärztl Z 58:32-37.
27. Danesh G, Davids H, Kaup M, Dammaschke T, Reinhardt KJ und Ott K (2001) Werkstoffeigenschaften verschiedener Komposite nach Plasma- und Halogenlichtpolymerisation. Dtsch Zahnärztl Z 56:161-165.
28. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, Lambrechts P and Vanherle G (2003) Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. J Dent Res 82:136-140.
29. De Souza Costa CA, Lopes do Nascimento AB and Teixeira HM (2002) Response of human pulps following acid conditioning and application of a bonding agent in deep cavities. Dent Mater 18:543-551.
30. Downer MC, Azli NA, Bedi R, Moles DR and Setchell DJ (1999) How long do routine dental restorations last? A systematic review. Br Dent J 187: 432-439.
31. Dünninger P, Einwag J und Sitter H (1991) Reproduzierbarkeit von Messungen zur Ergebnisqualität zahnärztlicher Füllungen. Dtsch Zahnärztl Z 46:212-214.
32. Edelmann J (2002) Die Freisetzung von Quecksilber durch Putzabrasion von Amalgamfüllungen in vitro. Med Diss, Jena.
33. Erickson RL (1994) Oberflächen-Interaktionen von Dentin-Adhäsiv-Materialien. Phillip J 11:149-158.
34. Ernst CP (2001) Was Sie schon immer über Dentinadhäsive wissen wollten. ZMK 17:254-269.
35. Ernst CP und Willershausen B (2003) Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite. Zahnärztl Mitt 93: 790-800.
36. Ernst CP, Post M und Willershausen B (1999) Der Einfluss der Kavitätendesinfektion auf den Haftverbund von Dentinadhäsiven. Dtsch Zahnärztl Z 54:124-126.
37. Ernst CP, Heimeier I, Stender E und Willershausen B (2000) Härtemessungen zur Ermittlung der maximalen Kompositschichtstärke von Klasse-II-Füllungen bei Polymerisation von okklusal. Dtsch Zahnärztl Z 55:139-144.
38. Ernst CP, Cortain G, Spohn M, Rippin G and Willershausen B (2002) Marginal integrity of different resin-based composites for posterior teeth: an in vitro dye-penetration study on eight resin-composite and compomer-/adhesive

- combinations with a particular look at the additional use of flow-composites. Dent Mater 18:351-358.
39. Ernst CP, Brandenbusch M, Canbek K, Meyer G, Fiedler T, Gottschalk F und Willershausen B (2003) Nanofüller- und Feinstpartikel-Hybridkomposit im klinischen Vergleich. dental-praxis 20:327-335.
 40. Ernst CP, Kötter T, Victor A, Canbek K, Brandenbusch M and Willershausen B (2004a) Marginal integrity of self- and total-etching adhesives in two different application protocols. J Adhes Dent 6:25-32.
 41. Ernst CP, Meyer GR, Klöcker K and Willershausen B (2004b) Determination of polymerization shrinkage stress by means of a photoelastic investigation. Dent Mater 20:313-321.
 42. Ernst CP, Fiedler T, Brandenbusch M und Willershausen B (2005) In-vitro-Untersuchung zum Randschluss selbstkonditionierender Adhäsive in Klasse-II-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 60:193-199.
 43. Fabianelli A, Goracci C and Ferrari M (2003a) Sealing ability of packable resin composites in Class II restorations. J Adhes Dent 5:217-223.
 44. Fabianelli A, Kugel G and Ferrari M (2003b) Efficacy of self-etching primer on sealing margins of Class II restorations. Am J Dent 16:37-41.
 45. Ferracane JL (2005) Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. Dent Mater 21:36-42.
 46. Frankenberger R (2002a) Zur Dauerhaftigkeit des Dentinverbunds. Dtsch Zahnärztl Z 57:154-171.
 47. Frankenberger R (2002b) Fließfähige Komposite – Mythen und Fakten. ZMK 18:280-285.
 48. Frankenberger R and Tay FR (2005) Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. Dent Mater 21:397-412.
 49. Frankenberger R, Sindel J und Krämer N (1997) Beeinflussen Dentinadhäsive und ihre Applikatoren die Schmelzhaftung? Dtsch Zahnärztl Z 52:202-205.
 50. Frankenberger R, Sindel J, Krämer N, Oberschachtsiek H und Petschelt A (1998) Die Langzeitstabilität des Komposit-Dentinverbunds nach Total Etching. Dtsch Zahnärztl Z 53:697-700.
 51. Frankenberger R, Schmidt G, Krämer N und Petschelt A (1999a) Fließfähige Komposite (Flowables). Quintessenz 50:1145-1154.

52. Frankenberger R, Krämer N and Petschelt A (1999b) Fatigue behaviour of different dentin adhesives. Clin Oral Investig 3:11-17.
53. Frankenberger R, Strobel WO, Taschner M, Krämer N und Petschelt A (2004) Total-Etch vs. Self-Etch – Evaluation klassischer Parameter unterschiedlicher Adhäsivsysteme. ZWR 113:188-196.
54. Friedrich J (2003) Klinische und mikroskopische Bewertung von Füllungen der Kavitätenklassen I und II aus Composite und Amalgam – Zweijahresstudie. Med Diss, Jena.
55. Fritz U (1996) Kompositfüllungen im Seitenzahngebiet. Quintessenz 47:1477-1491.
56. Gaengler P and Kamann W (1999) Assessment of long-term performing posterior composite restorations using CPM-Index. J Dent Res 78:531 (Abstract 3402).
57. Gaengler P, Hoyer I and Montag R (2001) Clinical evaluation of posterior composite restorations: The 10-year report. J Adhes Dent 3:185-194.
58. Gagliardi RM and Avelar RP (2002) Evaluation of microleakage using different bonding agents. Oper Dent 27:582-586.
59. Gedik R, Hurmuzlu F, Coskun A, Bektas OO and Ozdemir AK (2005) Surface roughness of new microhybrid resin-based composites. J Am Dent Assoc 136:1106-1112.
60. Glomb C, Manhart J, Kunzelmann KH and Hickel R (2000) Effect of dentin adhesives on marginal adaptation of composite restorations. J Dent Res 79:354 (Abstract 1685).
61. Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Cardoso PE and Ferrari M (2004) Microtensile bond strength of self-etching adhesives to enamel and dentin. J Adhes Dent 6:313-318.
62. Gwinnett AJ, Wei SHY and Tay FR (1996) Ultrastructure of resin-dentin interface following reversible and irreversible rewetting in One-Step. J Dent Res 75:237 (Abstract 1756).
63. Haak R, Noack MJ und Hinck C (1998) Digitale und konventionelle Röntgendiagnostik von Randdefekten an Seitenzahnkompositfüllungen in vitro. Dtsch Zahnärztl Z 53:42-45.
64. Haak R, Wicht MJ and Noack MJ (2003) Marginal and internal adaptation of extended class I restorations lined with flowable composites. J Dent 31:231-239.

65. Häfer M und Merte K (2001) Fehlerraten von Kompositrestaurationen der Kavitätenklassen I,II und V – Vergleich zwischen Studenten und Zahnärzten. Dtsch Zahnärztl Z 56:460-466.
66. Haller B und Blunck U (2003) Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme. Zahnärztl Mitt 93:808-818.
67. Haller B und Fritzenschaft A (1999) Dentinhaftung von Ein- und Mehrkomponenten-Haftvermittlern bei Dry und Moist Bonding in vitro. Dtsch Zahnärztl Z 54:225-230.
68. Haller B und Günther J (1998) Randqualität von Klasse-II-Kompomerfüllungen. Dtsch Zahnärztl Z 53:330-336.
69. Haller B und Schuster P (2000) Randqualität eines Ormocers (Admira) und eines Feinhybridkomposits (Arabesk Top) in Klasse-II-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 55:331-335.
70. Hannig M and Bott B (1999) In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. Dent Mater 15:275-281.
71. Hannig M und Bott B (2000) Randschlussverhalten von plastischen zahnfarbenen Füllungen in dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 55:134-138.
72. Hannig M, Bott B und Emmermann A (1999) Randschlussverhalten von Klasse-II-Kompositfüllungen nach Schmelzkonditionierung mit selbstätzenden Primern. Dtsch Zahnärztl Z 54:133-136.
73. Hashimoto M, Ohno H, Yoshida E, Hori M, Sano H, Kaga M and Oguchi H (2003) Resin-enamel bonds made with self-etching primers on ground enamel. Eur J Oral Sci 111:447-453.
74. Heidemann D, Hellwig E, Hickel R, Klaiber B und Staehle HJ (2003) Direkte Kompositrestaurationen – Erweiterte Anwendung im Front- und Seitenzahngebiet. Stellungnahme der DGZMK: www.dgzmk.de/set5.htm.
75. Hickel R (1997) Moderne Füllungswerkstoffe. Dtsch Zahnärztl Z 52:572-585.
76. Hickel R und Klaiber B (1992) Alternativen zum Amalgam. Dtsch Zahnärztl Z 47:144-148.
77. Hickel R, Kunzelmann KH und Schreyger D (1994) Die Kompositfüllung im Seitenzahnbereich – Teil II. ZWR 103:690-697.
78. Hickel R, Klaiber B, Ott K, Roulet F und Schmalz G (1999) Kompositkunststoffe im Seitenzahnbereich. Dtsch Zahnärztl Z 54:596-597.

79. Hickel R, Heidemann D, Staehle HJ, Minnig P and Wilson NHF (2004) Direct composite restorations – Extended use in anterior and posterior situations. Clin Oral Investig 8:43-44.
80. Hickel R, Ernst HP, Haller B, Hugo B, Kunzelmann KH, Merte K, Ott K, Schmalz G und Staehle HJ (2005) Direkte Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich – Indikation und Lebensdauer. Dtsch Zahnärztl Z 60: 543-545.
81. Hofmann N, Markert T, Hugo B and Klaiber B (2003) Effect of high intensity vs. soft-start halogen irradiation on light-cured resin-based composites. Part I. Temperature rise and polymerization shrinkage. Am J Dent 16:421-430.
82. Horn M und Vollandt R: Multiple Tests und Auswahlverfahren. G. Fischer, Stuttgart und Jena (1995) S. 24.
83. Hoyer I und Glockmann E: Pulpaschutz. In: Gängler P, Hoffmann T, Willershausen B, Schwenzer N, Ehrenfeld M (Hrsg.): Konservierende Zahnheilkunde, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York (2005) S. 171-172.
84. Hoyer I, Gängler P und Wucherpfennig G (1992) Klinische Erfolgsbewertung der modifizierten Kavitätenpräparation bei grazen Amalgamfüllungen. Dtsch Zahnärztl Z 47:439-443.
85. Hoyer I, Gaengler P, Montag R, Wucherpfennig G and Langer K (1993) Longitudinal 5-year study of posterior GIC/composite restorations using CPM-criteria. J Dent Res 72:259 (Abstract 1245).
86. Ilie N, Kunzelmann KH and Hickel R (2003) Evaluation of micro-tensile bond strengths of composite materials in comparison to their polymerization shrinkage. J Dent Res 82: Special Issue A, CD-Rom of Abstracts, Abstract 0444.
87. Ilie N, Felten K, Trixner K, Hickel R and Kunzelmann KH (2005) Shrinkage behavior of a resin-based composite irradiated with modern curing units. Dent Mater 21:483-489.
88. Jacobsen T, Soderholm KJ, Yang M and Watson TF (2003) Effect of composition and complexity of dentin-bonding agents on operator variability – analysis of gap formation using confocal microscopy. Eur J Oral Sci 111:523-528.
89. Jung M, Hornung K und Klimek J (2002) Ausarbeitung und Politur von strukturierten Kompositoberflächen in vivo. Dtsch Zahnärztl Z 57: Supplement, D 22.
90. Kaaden C, Powers JM, Friedl KH and Schmalz G (2002) Bond strength of self-etching adhesives to dental hard tissues. Clin Oral Investig 6:155-160.

91. Kamann W: Die Amalgamfüllung. Deutscher Zahnärzte Verlag DÄV, Köln (2003).
92. Kanca J (1992) Resin bonding to wet substrate. I. Bonding to dentin. Quintessence Int 23:39-41.
93. Klaiber B (1998) Minimal invasive Kariestherapie mit Komposit im Seitenzahnbereich Zahnärztl Mitt 88:1242-1249.
94. Klaiber B (2004) Faszination Composite – Von der Standardversorgung bis zur ästhetischen Zahnheilkunde. Vortrag auf dem 7. Thüringer Zahnärztetag, 26.11.2004 Erfurt.
95. Kleverlaan CJ and de Gee AJ (2004) Curing efficiency and heat generation of various resin composites cured with high-intensity halogen lights. Eur J Oral Sci 112:84-88.
96. Kneist S und Glockmann E (2005) Zur antibakteriellen Wirkung von Adhäsiva in vitro. Dtsch Zahnärztl Z 60: Supplement A83-A84.
97. Kny K, Frankenberger R, Krämer N, Sindel J, Gadsch W and Petschelt A (1998) Marginal behaviour of totally bonded posterior composite restorations in vivo. J Dent Res 77:954 (Abstract 2577).
98. Koran P and Kürschner R (1998) Effect of sequential versus continuous irradiation of a light cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion and degree of polymerization. Am J Dent 11:17-22.
99. Kosa W, Gängler P und Wucherpfennig G (1991) Klinische Qualität von Amalgamfüllungen nach zehnjähriger Funktionszeit (CPM-Kriterien). Dtsch Stomatol 41:53-56.
100. Koshiro K, Inoue S, Tanaka T, Koase K, Fujita M, Hashimoto M and Sano H (2004) In vivo degradation of resin-dentin bonds produced by self-etch vs. total-etch adhesive system. Eur J Oral Sci 112:368-375.
101. Krejci I, Besek M und Lutz F (1995a) Feinpartikel-Hybridkomposite in Seitenzähnen. Phillip J 12:89-92.
102. Krejci I, Lieber CM und Lutz F (1995b) Time required to remove totally bonded tooth-colored posterior restorations and related tooth substance loss. Dent Mater 11:34-40.
103. Kunzelmann KH, Glomb C and Hickel R (2000) Marginal adaptation of composite fillings cured with different light-curing concepts. J Dent Res 79:449 (Abstract 2441).

104. Kwiatkowski R (2000) Klinisch kontrolliertes Experiment zur Brauchbarkeit differenter Komposits. Med Diss, Berlin.
105. Kwong SM, Cheung GSP, Kei LH, Itthagarun A, Smales RJ, Tay FR and Pashley DH (2002) Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. Dent Mater 18:359-369.
106. Lang H, Schwan R, Mülleians R und Raab WHM (2000) Der Verbund im Kavitäteninneren und die Stabilität des Füllungsrandes. Dtsch Zahnärztl Z 55:751-755.
107. Langer K (1996) Longitudinale klinische und mikromorphologische Kontrolle eines Hybrid-Komposites im Seitenzahnbereich. Med Diss, Jena.
108. Lendenmann U (2001) Wissenschaftliche Dokumentation - InTen-S. Ivoclar Vivadent, Schaan.
109. Lendenmann U (2002) Wissenschaftliche Dokumentation - AdheSE. Ivoclar Vivadent, Schaan.
110. Lendenmann U (2004) Wissenschaftliche Dokumentation - Tetric EvoCeram. Ivoclar Vivadent, Schaan.
111. Lendenmann U (2005) Wissenschaftliche Dokumentation - InTen-S. Ivoclar Vivadent, Schaan.
112. Life Sciences Research Office (LSRO, 2004) Review and analysis of the literature on the health effects of dental amalgam.
http://www.lsro.org/amalgam/frames_amalgam_report.html
113. Loguercio AD, Reis A and Ballester RY (2004a) Polymerization shrinkage: effects of constraint and filling technique in composite restorations. Dent Mater 20:236-243.
114. Loguercio AD, Reis A, Schroeder M, Balducci I, Versluis A and Ballester RY (2004b) Polymerization shrinkage: effects of boundary conditions and filling technique of resin composite restorations. J Dent 32:459-470.
115. Lopes GC, Marson FC, Vieira LC, de Caldeira AM and Baratieri LN (2004) Composite bond strength to enamel with self-etching primers. Oper Dent 29:424-429.
116. Lutz F, Ochsenbein H und Lüscher B (1977) Nachkontrolle von 1 ¼ jährigen Adhäsivfüllungen. Schweiz Monatsschr Zahnheilkd 87:125-136.

117. Lutz F, Krejci I und Frischknecht A (1992) Lichtpolymerisation. Grundlagen und Praxistips für die korrekte Anwendung. Schweiz Monatsschr Zahnmed 102:575-582.
118. Mair LH (1998) Ten-year clinical assessment of three posterior resin composites and two amalgams. Quintessence Int 29:483-490.
119. Manhart J, Kunzelmann KH and Hickel R (1996) Influence of cavity size on marginal adaptation of composite resin fillings in class-II-cavities. J Dent Res 75:40 (Abstract 182).
120. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY and Hickel R (2000a) Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. Dent Mater 16:33-40.
121. Manhart J, Chen HY, Kunzelmann KH und Hickel R (2000b) Haftkraft und Randverhalten moderner Einfaschen-Haftvermittlersysteme und Komposite zum Dentin. Dtsch Zahnärztl Z 55:128-133.
122. Manhart J, Chen HY und Hickel R (2003a) Überlebenszeitanalyse von konservierend-zahnärztlichen Restaurationen. Teil I: Direkte Füllungen aus Komposit und Kompomer im Seitenzahnbereich. ZWR 112:142-152.
123. Manhart J, Chen HY und Hickel R (2003b) Überlebenszeitanalyse von konservierend-zahnärztlichen Restaurationen. Teil II: Direkte Füllungen aus Amalgam und Glasionomerzement im Seitenzahnbereich. ZWR 112:205-212.
124. Manhart J, Chen HY, Hamm G und Hickel R (2004) Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. Oper Dent 29:481-508.
125. Marx R, Fischer H, Sahin G, Wilke M und Tinschert J (1998) Haftfestigkeit neuer Dentinhaftvermittler nach korrosiver Belastung. Dtsch Zahnärztl Z 53:748-752.
126. Mehl A, Sobota M und Hickel R (1997) Softstartpolymerisation von Kompositen in Klasse-V-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 52:824-827.
127. Merte K (2004) Zahnfarbene adhäsive Restaurationen – Anspruch und Wirklichkeit. Vortrag auf dem 7. Thüringer Zahnärztetag, 27.11.2004 Erfurt.
128. Miguez PA, Pereira PNR, Foxton RM, Walter R, Nunes MF and Swift Jr EJ (2004) Effects of flowable resin on bond strength and gap formation in class I restorations. Dent Mater 20:839-845.
129. Mjör IA (1998) The location of clinically diagnosed secondary caries. Quintessence Int 29:313-317.

130. Mjör IA, Dahl JE and Moorhead JE (2000) Age of restorations at replacement in permanent teeth in general dental practice. *Acta Odontol Scand* 58:97-101.
131. Montag R, Hoyer I and Gaengler P (1998) Longitudinal clinical 10 year results of posterior GIC/composite restorations. *J Dent Res* 77:953 (Abstract 2570).
132. Mülleijans R, Badawi MO, Raab WH and Lang H (2003) An in vitro comparison of metal and transparent matrices used for bonded class II resin composite restorations. *Oper Dent* 28:122-126.
133. Neumann M (1995) Produktdokumentation zu dem Füllungskunststoff C-Fill MH/Hybrisun. Megadenta, Radeberg.
134. Neumann M (2005) Produkthauptakte zur Produktgruppe Füllungskunststoffe. Megadenta, Radeberg.
135. Neveu-Rosenstand L und Holz J (1994) Amalgam unter Verdacht. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 104:1397-1399.
136. Nordbø H, Leirskar J and von der Fehr FR (1998) Saucer-shaped cavity preparations for posterior approximal resin composite restorations: Observations up to 10 years. *Quintessence Int* 29:5-11.
137. Opdam NJM and Roeters FJM (1996) Approximal margins of class II composite resin restorations in vivo: A visual, radiographic and SEM evaluation. *J Dent Res* 75:41 (Abstract 185).
138. Opdam NJM, Roeters JJM, Kuijs R and Burgersdijk RCW (1998) Necessity of bevels for box only class II composite restorations. *J Prosthet Dent* 80:274-279.
139. Opdam NJM, Loomans BAC, Roeters FJM and Bronkhorst EM (2004) Five-year clinical performance of posterior resin composite restorations placed by dental students. *J Dent* 32:379-383.
140. Pashley DH and Tay FR (2001) Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. *Dent Mater* 17:430-444.
141. Perdigao J and Frankenberger R (2001) Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion. *Quintessence Int* 32:385-390.
142. Perdigao J, Geraldeli S, Carmo AR and Dutra HR (2002) In vivo influence of residual moisture on microtensile bond strengths of one-bottle adhesives. *J Esthet Restor Dent* 14:31-38.
143. Peschke A, Heintze SD and Rheinberger V (2003) Clinical evaluation of large posterior composite restorations bonded with a new self-etching adhesive system: 6-month results. *J Dent Res* 82:B-195 (Abstract 1468).

144. Peumans M, Van Meerbeek B, Asscherickx K, Simon S, Abe Y, Lambrechts P and Vanherle G (2001) Do condensable composites help to achieve better proximal contacts? *Dent Mater* 17:533-541.
145. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P and Van Meerbeek B (2005) Clinical effectiveness of contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials. *Dent Mater* 21:864-881.
146. Pilz W, Hetzer G und Viergutz G (1994) Vergleichende klinische Bewertung von Klasse-I-Füllungen mit Glasionomerzement, Seitenzahnkomposit und Amalgam – Ergebnisse einer 6-Jahres-Studie. *Quintessenz* 45:21-34.
147. Prati C, Chersoni S, Dalla Bella M, Montebugnoli L, Valdre G and Montanari G (2000) Clinical evaluation of Excite and Syntac bonding agents in class II restorations. *J Dent Res* 79:273 (Abstract 1034).
148. Rathke A (2002) Klinische Anwendung von Dentinadhäsiv-Systemen. *dental-praxis* 19:195-216.
149. Rathke A and Heintze SD (2001) Prospective clinical trial on a posterior composite with a one-bottle adhesive. *J Dent Res* 80:1282 (Abstract 114).
150. Reinhardt KJ (2002) Eigenschaften und Grenzen selbstätzender Primer. *dental-praxis* 19:93-101.
151. Ryge G (1980) Clinical criteria. *Int Dent J* 30:347-358.
152. Rzanny A, Dörnbrack M, Welker D und Facht M (2003) Optimierung der Oberflächenqualität von Kompositen unterschiedlicher Indikation. *Dtsch Zahnärztl Z* 58:533-537.
153. Santini A and Milia E (2004) Microleakage around a low-shrinkage composite cured with a high-performance light. *Am J Dent* 17:118-122.
154. Santini A, Ivanovic V, Ibbetson R and Milia E (2004a) Influence of marginal bevels on microleakage around class V cavities bonded with seven self-etching agents. *Am J Dent* 17:257-261.
155. Santini A, Ivanovic V, Ibbetson R and Milia E (2004b) Influence of cavity configuration on microleakage around class V cavities bonded with seven self-etching adhesives. *J Esthet Restor Dent* 16:128-136.
156. Schaller HG, Kielbassa AM, Hahn P, Attin T und Hellwig E (1998) Die Haftung von Dentinhaftvermittlern an kariös verändertem Dentin. *Dtsch Zahnärztl Z* 53:69-72.

157. Schmalz G, Geurtsen W und Arenholt-Bindslev D (2005) Die Biokompatibilität von Komposit-Kunststoffen. Dtsch Zahnärztl Z 60:563-570.
158. Schmeiser R und Hannig M (1999) Randqualität approximaler Kompositfüllungen in sonoabrasiv bearbeiteten „Mikro“-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 54:127-132.
159. Schuster S, Schreger E, Klimm W und Koch R (1997) Klinische Untersuchungen von Klasse-V-Kompomer-Füllungen. Dtsch Zahnärztl Z 52:828-832.
160. Sensi LG, Lopes GC, Monteiro S Jr, Baratieri LN and Vieira LC (2005) Dentin bond strength of self-etching primers/adhesives. Oper Dent 30:63-68.
161. Setcos JC (1995) Heliomolar radiopaque als Amalgamersatz? Phillip J 12:93-95.
162. Sindel J, Frankenberger R, Krämer N und Pelka M (1998) Simulation des Verschleißverhaltens von Kompositen. Zahnärztl Mitt 88:514-516.
163. Soltész U und Koplin C (2004) Polymerisationsschrumpfung neuer Komposit-Füllungswerkstoffe. Zahnärztl Mitt 94:982-988.
164. Staehle HJ (1997) Eine Risikoabschätzung bei Kunststoff-Materialien. Zahnärztl Mitt 87:364-374.
165. Staehle HJ (1999) Pulpaschutz unter Komposit-Restaurationen. Dtsch Zahnärztl Z 54:740-742.
166. Stewardson DA, Shortall AC, Harrington E and Lumley PJ (2004) Thermal changes and cure depths associated with a high intensity light activation unit. J Dent 32: 643-651.
167. Suliman AA, Boyer DB and Lakes RS (1993) Cusp movement in premolars resulting from composite polymerization shrinkage. Dent Mater 9:6-10.
168. Szep S (2004) Zahnfarbene Füllungen im Seitenzahnbereich. Dental Magazin 22:39-43.
169. Tantbirojn D, Versluis A, Pintado MR, DeLong R and Douglas WH (2004) Tooth deformation patterns in molars after composite restoration. Dent Mater 20:535-542.
170. Tay FR (2003) Dentinadhäsive – Status quo und Zukunft. ZMK 19:432-435.
171. Tay FR and Pashley DH (2001) Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. Dent Mater 17:296-308.

172. Tinschert J, Wilke M, Esser M und Marx R (1997) Haftfestigkeit und hydrolytische Beständigkeit neuerer Dentinhaftvermittler. Dtsch Zahnärztl Z 52:295-298.
173. Türkün M, Türkün LS and Kalender A (2004) Effect of cavity disinfectants on the sealing ability of nonrinsing dentin-bonding resins. Quintessence Int 35:469-476.
174. Versluis A, Tantbirojn D and Douglas WH (1998) Do dental composites always shrink toward the light? J Dent Res 77:1435-1445.
175. Versluis A, Tantbirojn D, Pintado MR, DeLong R and Douglas WH (2004) Residual shrinkage stress distributions in molars after composite restoration. Dent Mater 20:554-564.
176. Voigtsberger G (2002) Mittelfristige klinische Studie zur vergleichenden Bewertung von Komposit-, Amalgam- und Keramikfüllungen. Med Diss, Jena.
177. Wei SHY, Gwinnett AJ and Tay FR (1996) Relation between water content in acetone/alcohol based primer and interfacial ultrastructure. J Dent Res 75:126 (Abstract 869).
178. Weiland M und Nossek H (1991) Toxikologische Einschätzung der Freisetzung von Amalgambestandteilen bei Immersionstesten. Dtsch Zahnärztl Z 46:547-550.
179. Weinmann W, Thalacker C and Guggenberger R (2005) Siloranes in dental composites. Dent Mater 21:68-74.
180. WHO (1997) Consensus statement on dental amalgam.
http://www.fdiworldental.org/federation/assets/statements/ENGLISH/Amalgam/Dental_Amalgam.pdf
181. Yap AU and Soh MS (2004) Post-gel polymerization contraction of "low shrinkage" composite restoratives. Oper Dent 29:182-187.
182. Yap AU, Wong NY and Siow KS (2003) Composite cure and shrinkage associated with high intensity curing light. Oper Dent 28:357-364.
183. Yoshikawa T, Morigami M and Tagami J (2000) Environmental SEM observation on resin-tooth interface using slow-start curing method. J Dent Res 79:148 (Abstract 38).
184. Yoshikawa T, Burrow MF and Tagami J (2001a) A light curing method for improving marginal sealing and cavity wall adaptation of resin composite restorations. Dent Mater 17:359-366.

185. Yoshikawa T, Burrow MF and Tagami J (2001b) The effects of bonding system and light curing method on reducing stress of different C-factor cavities. *J Adhes Dent* 3:177-183.
186. Yoshiyama M, Tay FR, Doi J, Nishitani Y, Yamada T, Itou K, Carvalho RM, Nakajima M and Pashley DH (2002) Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. *J Dent Res* 81:556-560.
187. Zantner C, Kielbassa AM, Martus P and Kunzelmann KH (2004) Sliding wear of 19 commercially available composites and compomers. *Dent Mater* 20:277-285.

Anhang

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich Herrn Prof. Dr. E. Glockmann (Poliklinik für Konservierende Zahnheilkunde / Zentrum für Zahn- Mund- und Kieferheilkunde am Klinikum der FSU Jena) ganz herzlich für die Überlassung des interessanten Themas und die jederzeit freundliche Unterstützung bei der Durchführung der Arbeit danken.

Weiterhin danke ich Frau OÄ Dr. R. Montag (Poliklinik für Konservierende Zahnheilkunde / Zentrum für Zahn- Mund- und Kieferheilkunde am Klinikum der FSU Jena) für zahlreiche praktische Ratschläge und Herrn Dr. R. Vollandt (Institut für Medizinische Statistik, Informatik und Dokumentation am Klinikum der FSU Jena) für die Hilfe bei der statistischen Auswertung und Interpretation der Ergebnisse. Ebenfalls bedanke ich mich bei den Mitarbeiterinnen der Teilbibliothek Medizin II der Thüringer Universitäts- und Landesbibliothek für ihre Zuarbeit bei der Literaturrecherche.

Nicht zuletzt gilt mein Dank meinem Mann und meinen Kindern Katharina und Michael für ihre Geduld und tatkräftige Unterstützung bei EDV-Problemen sowie allen Mitarbeiterinnen unserer Praxis.

Lebenslauf

Name	Bergmann, geb. Wahrenberg
Vorname	Kerstin
Geburtsdatum	13.08.1960
Geburtsort	Weimar
1966-1974	POS in Weimar
1974-1978	EOS „Friedrich Schiller“ in Weimar
1978	Abitur
1978-1979	Studium der Zahnmedizin an der Universität Rostock
1979-1983	Studium der Zahnmedizin an der FSU Jena
1983	Approbation und Verleihung des akademischen Grades Diplom-Stomatologe
1983-1989	Fachzahnarztausbildung in Bad Langensalza, Sonneberg und Rudolstadt
1989	Staatliche Anerkennung als Fachzahnärztin für Kinderstomatologie
1989-1990	Schulzahnärztin in Uhlstädt
Seit 1991	niedergelassene Zahnärztin in einer Gemeinschaftspraxis mit Dr. Wolf-Hendrik Bergmann

Rudolstadt, den

Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: Herr Prof. Dr. E. Glockmann, Frau OÄ Dr. R. Montag und Herr Dr. R. Vollandt.

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Rudolstadt, den